

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

На правах рукопису

ЯНІШЕН Ігор Володимирович

УДК: 616.31-76:615.477

КЛІНІКО-ТЕХНОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ
ЯКОСТІ ЛІКУВАННЯ В ОРТОПЕДИЧНІЙ СТОМАТОЛОГІЇ

14.01.22 – стоматологія

Дисертація на здобуття наукового ступеня
доктора медичних наук

Науковий консультант -
ГОЛІК Віктор Павлович,
доктор медичних наук, професор

Харків - 2015

ЗМІСТ

ЗМІСТ	2
ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ	7
ВСТУП	9
РОЗДІЛ 1. КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ У КОНТЕКСТІ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЯКОСТІ ЛІКУ- ВАННЯ ОРТОПЕДИЧНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)	21
1.1. Характеристика сучасних зубо-технічних матеріалів та про- блемні питання їх клінічного застосування при лікуванні пацієн- тів ортопедичними конструкціями	22
1.2. Аналіз ролі клініко-лабораторних етапів у забезпеченні якості лікування пацієнтів ортопедичними конструкціями	29
1.3. Якість лікування ортопедичними конструкціями як проблема клінічної стоматології	38
1.3.1. Методологічні підходи оцінювання якості лікування	38
1.3.2. Клінічні та лабораторні методи аналізу якості ортопедичного лікування	46
1.4. Гіпотеза дослідження	53
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ	54
2.1. Концептуальна модель програми дослідження	54
2.2. Клініко-популяційний аналіз безпосередніх, віддалених ре- зультатів та клініко-технологічна оцінка ускладнень при лі- куванні пацієнтів ортопедичними конструкціями	55
2.3. Методи лабораторних досліджень та доклінічних випробувань	57
2.3.1. Визначення деформації при стискуванні	58
2.3.2. Визначення напруги вигину	59
2.3.3. Визначення ударної в'язкості	60

	3
2.3.4. Визначення опору стирання полімеризату	61
2.3.5. Визначення рівня залишкового мономеру	61
2.3.6. Визначення водопоглинення матеріалів	62
2.3.7. Визначення мікротвердості	63
2.3.8. Оцінка мікропористості	63
2.3.9. Визначення часу набухання експериментального зразка	64
2.3.10. Визначення твердості та конічної точки текучості за Хепплером	64
2.3.11. Визначення часу структуризації лакової плівки	65
2.3.12. Визначення показників міцності адгезивного зв'язку лакової плівки з металевою поверхнею	66
2.3.13. Визначення показників міцності адгезивного зв'язку лакової плівки з акриловими пластмасами	66
2.3.14. Визначення часу змішування	67
2.3.15. Визначення часу твердіння	68
2.3.16. Визначення адгезії до металу/дентину	68
2.3.17. Визначення робочого/загального часу	69
2.3.18. Визначення консистенції	70
2.3.19. Визначення відновлення після деформації	70
2.3.20. Визначення лінійної усадки	71
2.3.21. Визначення міцності при стискуванні	72
2.3.22. Визначення відносного подовження	73
2.4. Багатофакторна порівняльна оцінка зубо-технічних матеріалів із урахуванням базових властивостей	74
2.5. Система обґрунтованого добору зубо-технічних матеріалів	74
2.6. Методи клінічних випробувань на етапі виготовлення ортопедичних конструкцій	75
2.6.1. Клінічна характеристика хворих	75

	4
2.6.2. Біофізичні дослідження ротової рідини	78
2.6.3. Визначення ступеня дисбіозу порожнини рота	79
2.6.4. Методи визначення гігієни порожнини рота і стану тка- нин пародонта	81
2.6.5. Визначення ступеня галітозу порожнини рота	81
2.7. Методи метрологічного контролю, засоби стандартизації та методи статистичного аналізу даних лабораторних та кліні- чних досліджень	83
РОЗДІЛ 3. КЛІНІКО - ПОПУЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗ ТА ПРОГНОЗУВАННЯ ЯКОСТІ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕ- ЗІВ НА ЕТАПАХ ЇХ КЛІНІЧНОЇ ЕКСПЛУАТАЦІЇ	86
3.1. Вивчення частоти та прогнозування зниження якості ортопе- дичних конструкцій зубних протезів на етапах їх клінічної експлуатації	87
3.1.1. Штучні коронки	87
3.1.2. Мостоподібні протези	93
3.1.3. Пластинкові знімні протези	98
3.1.4. Бюгельні протези	103
3.2. Порівняльна оцінка якості ортопедичних конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації	108
3.2.1. Незнімні конструкції зубних протезів	108
3.2.2. Знімні конструкції зубних протезів	110
3.3. Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків	114
РОЗДІЛ 4. ПОРІВНЯЛЬНА КВАЛІМЕТРИЧНА ОЦІНКА СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ	124
4.1. Конструкційні матеріали	124
4.2. Допоміжні стоматологічні матеріали	142

	4.3. Порівняльна оцінка якості стоматологічних матеріалів	174
РОЗДІЛ 5.	ПАЦІЄНТ-ОРІЄНТОВАНІ ІННОВАЦІЇ ЗУБО-ТЕХНІЧНОГО МАТЕРІАЛОЗНАВСТВА В СТОМАТОЛОГІЧНОМУ ЛІКУ- ВАННІ ЗНІМНИМИ ТА НЕЗНІМНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ . .	186
	5.1. Структура та логіка побудови інформаційної системи для забезпечення клініко - технологічної якості ортопедичних конструкцій	186
	5.2. Альтернативні комплаєнтні системи «матеріали-конструкція» на етапі вибору та клінічного обґрунтування виготовлення зубних протезів	190
	5.3 Інноваційні розробки в забезпеченні якості на клініко-лабо- раторному етапі виготовлення ортопедичних конструкцій . .	197
	5.3.1. Кількісно-якісне обґрунтування добору комплаєнтної структури матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій	197
	5.3.2. Інноваційне забезпечення та результати клінічної ап- робації стоматологічних матеріалів для удосконалення ортопедичного лікування	202
РОЗДІЛ 6.	ЕФЕКТИВНІСТЬ КЛІНІЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЯКОСТІ СТОМАТОЛОГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ІЗ ВИКОРИС- ТАННЯМ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ	230
	6.1. Ефективність удосконаленого лікування незнімними ортопе- дичними конструкціями з добром комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»	232
	6.2. Ефективність удосконаленого лікування знімними ортопе- дичними конструкціями з добром комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»	244
	АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ	255
	ВИСНОВКИ	281

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ	284
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	286
ДОДАТКИ	330

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

AB ₁₋₂	–	варіанти клініко-технологічного добору матеріалів
ABM	–	альгінатний відбитковий матеріал
БА	–	акриловий базис
БСРР	–	буферна ємкість ротової рідини
БЗ ОК	–	бактеріальна забрудненість ортопедичних конструкцій
БЗП	–	базис знімного протезу
БП	–	бюгельний протез
ВПЕ	–	віддалений період експлуатації
ЕЯК	–	експлуатаційна якість конструкції
ЖТ	–	жувальний тиск
ЗЗП	–	знімний зубний протез
ЗКЗП	–	знімні конструкції зубних протезів
ЗП	–	зубні протези
ЗТМ	–	зубо-технічні матеріали
ЗЩС	–	зубо-щелепна система
I _{нв}	–	індекс надійності відтворення властивості
КЕЕ	–	клініко - економічна ефективність (узагальнений показник)
КМ	–	конструкційні матеріали
КТЕ	–	клініко - технологічна ефективність
КУО	–	колонійутворюючі одиниці, біт
ЛПЗ	–	лікувально-профілактичні заклади
ЛПЗ	–	лікувально-профілактичний заклад
ММП	–	матеріал м'якої підкладки
МП	–	м'яка підкладка акрилового базису
МП	–	мостоподібний протез
МПШ	–	мостоподібний пластмасовий протез
НКЗП	–	незнімні конструкції зубних протезів
H _п	–	мікротвердість полімеризату, кг/мм ²

ОК	– ортопедичні конструкції
ОЛ	– ортопедичне лікування
ПЗПП	– повний знімний пластинковий протез
ПК	– пластмасова коронка
ПП	– пластинковий протез
$P \pm m$	– середнє значення відносного показника та його помилка (%)
РП	– ротова порожнина
РПЕ	– ранній період експлуатації
РР	– ротова рідина
СМ	– стоматологічні матеріали
СО	– слизова оболонка
СОПР	– слизова оболонка порожнини рота
СТП	– санітарно - технічні правила
ТУ	– технічні умови
ХОСП	– Харківська обласна стоматологічна поліклініка
ЧЗПП	– частковий знімний пластинковий протез
ШК	– штучна коронка
С	– коефіцієнт варіації показника, %
ISO	– міжнародний стандарт якості
$M \pm m$	– середнє значення абсолютного показника та його помилка (од. СІ)
n_E	– фактичний об'єм вибіркової сукупності
n_p	– розрахунковий об'єм репрезентативної вибіркової сукупності
p	– достовірність різниці двох середніх (за t - критерієм Ст'юдента)
$Q_{ПМ}$	– узагальнений показник якості матеріалу
t	– критерій достовірності (за Ст'юдентом; при $t = 2, p < 0,05$)
W_{sp}	– водопоглинення полімеризату, мкг/мм^3
β	– опір ситрання полімеризату Дж/мм^3
ΔV	– об'ємна усадка полімеризату, %
ρ	– ранг показника

ВСТУП

Актуальність теми. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, часткову відсутність зубів має понад 50,0-75,0% населення, що визначається регіональними особливостями [1, 2]: соціально-культурним рівнем населення, рівнем кваліфікації лікарів та зубних техніків, доступністю стоматологічної допомоги, рівнем оснащення лікувально-профілактичних закладів (ЛПЗ) устаткуванням та стоматологічними матеріалами (СМ), якістю зубо-технічних матеріалів (ЗТМ) та технологією їх добору при виготовленні ортопедичних конструкцій (ОК). Низкою наукових досліджень у галузі ортопедичної стоматології доведено, що формування дефектів зубних рядів і, як наслідок, порушення їх безперервності та розпаду їх на самостійні групи призводить до функціонального перевантаження збережених зубів з можливим розвитком вторинних деформацій зубо-щелепної системи (ЗЩС) та порушенням функцій жування, дикції, зміною у скорнево-нижньощелепному суглобі [3, 4, 5, 6]. Базовими компонентами сучасної стратегії удосконалення якості лікування в ортопедичній стоматології є розробка нових, включаючи і цільові, ЗТМ, комплексне урахування їх фізико-механічних та клініко-технологічних властивостей, індивідуалізація лікування з урахуванням загальних реакцій організму та розробка сучасних доказових методик добору комплаєнтних ЗТМ [7, 8, 9].

В Україні низкою регіональних досліджень визначено 70,0÷80,0% потребу населення у різних видах ортопедичного лікування (ОЛ) та 22,0÷38,0% рівень задоволеності пролікованих пацієнтів [10, 11]. Зазначається, що підвищення якості ОЛ передбачає розробку нових вітчизняних ЗТМ, удосконалення клініко-лабораторних технологій та обґрунтування добору СМ [12, 13, 14]. У клінічних дослідженнях впливу ОК на стан ротової порожнини (РП) виявлено, що навіть за умов використання ЗТМ з показниками, що відповідають міжнародним стандартам (ISO), якість лікування зубними протезами (ЗП), окрім функціональної ефективності, визначається загальними та місцевими реакціями організму, зокрема такими як: фізико-біохімічні та імунологічні та деякі інші показ-

ники РР [15], зміна стану тканин протезного ложа [16], зміни біотопу та гігієнічний стан ротової порожнини [17, 18, 19].

Водночас, у фаховій літературі проблемні питання забезпечення якості ОЛ останнім часом набули свого подальшого розвитку [20, 21, 22, 23], тоді як проблема застосування ЗТМ при індивідуалізованому та обґрунтованому доборі клініко-лабораторної системи «матеріали-конструкція» потребує подальших наукових досліджень з позицій не тільки клініко-лабораторного етапу застосування ЗТМ, але і кваліметричних підходів: при розробці ЗТМ, при виборі та плануванні ОК з урахуванням клініко-технологічної узгодженості (комплаєнтності) системи «матеріали-конструкція» та при оцінці впливу ОК на організм у ранньому (РПЕ) та віддаленому (ВПЕ) періодах клінічної експлуатації різних типів ЗП.

Саме цей спектр пріоритетних напрямків розвитку національних систем удосконалення стоматологічної допомоги визначено у якості пріоритетів міжнародної програми «Здоров`я порожнини рота» [24], що знайшло відображення у Національній програмі «Про засади державної політики щодо виробів медичного стоматологічного призначення вітчизняного виробництва та підтримки вітчизняного виробника» [25] і стало підґрунтям розробки методології реалізованого нами дослідження.

Сучасні тенденції щодо проблеми. За результатами вивчення фахової літератури та інноваційних розробок стосовно досліджуваної проблеми з'ясовано, що провідними країнами щодо стоматологічного матеріалознавства є Чехія, Італія, Німеччина, США, Україна та Росія. Найбільша кількість інноваційних розробок (за період пошуку 10 р.) виявлено в Україні - 55 % усіх знайдених під час патентного пошуку охоронних документів, в Росії – 38 % охоронних документів. Максимальна кількість винаходів та інноваційних розробок щодо цільових стоматологічних матеріалів була заявлена у 2007-2010 рр., провідними установами-патентовласниками є Харківський національний медичний університет, Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця.

Проблемні питання, які пов'язані з необхідністю вивчення ролі стоматологічних матеріалів у системі технологій забезпечення якості лікування орто-

педичними конструкціями, системно не досліджено: відсутні способи оцінки технологічної якості застосовуваних стоматологічних матеріалів, цілісні уявлення щодо частоти, характеру та видів ускладнень у віддаленому періоді клінічної експлуатації знімних та незнімних конструкцій зубних протезів, не вивчені загальні закономірності комплаєнтності стоматологічних матеріалів, відсутні алгоритми оцінки ефективності та якості лікування стоматологічних пацієнтів ортопедичного профілю, не з'ясовано вплив лікування на якість життя хворих та клініко-технологічні фактори, які її визначають.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота є фрагментом комплексної НДР Харківського національного медичного університету МОЗ України «Основні стоматологічні захворювання, їх лікування та профілактика» (№ держреєстрації 0110U001808, 2010-2012 р.) і «Діагностика та лікування захворювань органів та тканин щелепно-лицьової ділянки» (№ держреєстрації 0113U002274, 2013-2015 р.).

Мета дослідження: підвищення якості лікування пацієнтів в ортопедичній стоматології на основі інноваційних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства за рахунок обґрунтованого добору конструкційних та допоміжних зубо-технічних матеріалів.

Для досягнення мети поставлені наступні завдання:

1. Виконати клініко-технологічну оцінку якості ортопедичних конструкцій на основі аналізу безпосередніх, віддалених результатів лікування та визначити інформативні фактори для прогнозування якості знімних та незнімних зубних протезів, базуючись на результатах регіонально-популяційного дослідження.

2. Провести порівняльний багатофакторний кваліметричний аналіз на прикладі конструкційних та допоміжних зубо-технічних матеріалів вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів.

3. Обґрунтувати систему критеріїв та алгоритми оцінки ефективності індивідуалізованого добору конструкційних та допоміжних матеріалів для різних видів ортопедичних конструкцій.

4. Вивчити вітчизняні зубо-технічні матеріали та провести порівняльний лабораторно-експериментальний аналіз їх властивостей з подальшим впровадженням їх в промислове виробництво.

5. Розробити методологію та алгоритми оцінки клініко-технологічної якості допоміжних та конструкційних зубо-технічних матеріалів із урахуванням їх базових та цільових властивостей.

6. Обґрунтувати концепцію, визначити структуру та вивчити функціональне призначення і засоби практичної реалізації системи добору конструкційних та допоміжних матеріалів для виготовлення знімних та незнімних конструкцій зубних протезів.

7. Вивчити ефективність обґрунтованого добору конструкційних та допоміжних матеріалів в клініці ортопедичної стоматології.

8. Виконати порівняльний аналіз якості лікування пацієнтів за індикативними показниками ротової рідини, стану протезного ложа і, загалом, впливом зубних протезів з різним рівнем комплаєнтності зубо-технічних матеріалів.

Об'єкт дослідження – дефект твердих тканин зубів, зубних рядів, беззубі щелепи; знімні та незнімні конструкції зубних протезів.

Предмет дослідження – знімні та незнімні конструкції зубних протезів, фізико-механічні властивості зубо-технічних матеріалів; показники гомеостазу та мікроекології порожнини рота, стан гігієни порожнини рота у пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів, зубних рядів та беззубими щелепами до та після ортопедичного лікування з використанням за різним рівнем комплаєнтності систем стоматологічних матеріалів та розроблених клініко-орієнтованих технологій виготовлення і оцінки якості ортопедичних конструкцій у взаємозв'язку з використанням системи «матеріали-конструкція».

Методи дослідження: клініко-лабораторний, лабораторний, клініко-технологічний, розрахунково-графічний, аналітичний, метод порівняльного клініко-економічного аналізу, кваліметричні та статистичні (параметричний та непараметричний) методи.

Способи вирішення поставлених завдань. На першому етапі, на основі проведення клініко-популяційного аналізу безпосередніх, віддалених результатів ортопедичного лікування та клініко - технологічної якості ортопедичних конструкцій виконано шляхом обстеження репрезентативної сукупності пацієнтів, яким у 10 ЛПЗ 75 лікарями та 103 зубними техніками було виготовлено 68391 ЗП. Для виконання цієї задачі опрацьована спеціальна картка (форма НДР-03); аналізувалися результати безпосереднього огляду пацієнтів та експертної оцінки ортопедичної конструкції, виконано аналіз медичних карток стоматологічних хворих (Ф №043/о) за період 2006-2010 р;

- на другому - проведено порівняльний багатофакторний кваліметричний аналіз на прикладі 51 ЗТМ вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 13110 лабораторних досліджень): відбиткових матеріалів, облицювальних матеріалів для незнімних конструкцій, акрилових пластмас для тимчасових конструкцій та інших конструкційних і допоміжних матеріалів; а також, оцінка клініко-технологічної якості цих ЗТМ за єдиною методикою;

- на третьому - досліджена система удосконалення якості лікування хворих із застосуванням ОК за рахунок оптимізації клініко-лабораторного етапу їх виготовлення і обґрунтованого добору ЗТМ з різним рівнем комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» (10206 клініко-технологічних варіантів), для чого за результатами клініко-лабораторних досліджень базових фізико-механічних властивостей ЗТМ для кожної із конструкцій опрацьовані «Карти оптимальної технологічної відповідності»;

- на четвертому - розроблено та апробовано алгоритми обґрунтованого добору ЗТМ для виготовлення конкретних ОК і опрацьовано «Професійну клінічну систему добору зубо-технічних матеріалів», з використання якої обрано 40 варіантів з альтернативними рівнями комплаєнтності;

- на п'ятому - виконано ортопедичне лікування 271 пацієнта з обґрунтованим добром системи «матеріали-конструкція» і виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування різними типами констру-

цій зубних протезів (ПК – 50, МПП – 87, ЧЗПП – 55, ПЗПП - 51) за індикативними показниками стану ротової порожнини.

Ефективність клінічного застосування системи конструкційних та допоміжних матеріалів у забезпеченні якості лікування ортопедичними конструкціями вивчена на кількох рівнях: на першому – дослідження клініко-функціональної ефективності конструкцій зубних протезів; на другому – дослідження клініко-технологічної ефективності матеріалів; на третьому – порівняльна клініко - економічна оцінка технологічного комплексу «конструктивні та допоміжні матеріали»; на четвертому – оцінка впливу лікування зубними протезами на показники якості.

Умови для вирішення поставлених у дослідженні задач. Поставлені задачі можуть бути виконані і забезпечуються необхідними умовами:

науковою базою є Харківський національний медичний університет: кафедра ортопедичної стоматології, акредитована у системі МОЗ України центральна науково-дослідна лабораторія АТ «Стома»;

клінічною базою для виконання дослідження є університетський стоматологічний центр Харківського національного медичного університету, Харківська обласна стоматологічна поліклініка та відділення ортопедичної стоматології стоматологічних поліклінік міста Харкова, районів Харківської області та стоматологічні відділення центральних районних лікарень області;

експериментально-виробничою базою є єдиний вітчизняний виробник стоматологічних матеріалів – АТ «Стома», з яким укладено договір про науково-виробничу співпрацю: акредитована у системі УКРСЕПРО лабораторія стоматологічних матеріалів;

метрологічною базою – для забезпечення достовірності та репрезентативності результатів є Харківський інститут метрології та стандартизації;

Токсикологічні, медико-гігієнічні та інші нормативні для забезпечення впровадження експертизи виконували в умовах відділу токсикології полімерів медичного призначення Інститута хімії високомолекулярних сполук НАН України (згідно з договором).

Наукова новизна одержаних результатів. Дисертаційна робота теоретично узагальнює та вирішує наукову проблему – з позицій концептуально нового наукового підходу та з використанням методології доказової медицини обґрунтовано шляхи підвищення якості лікування пацієнтів в ортопедичній стоматології на основі інноваційних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства та за рахунок обґрунтованого добору конструкційних та допоміжних зубо-технічних матеріалів. Зокрема:

- уперше за результатами клініко-популяційного аналізу безпосередніх та віддалених результатів проведена клініко-технологічна оцінка якості ортопедичного лікування із застосуванням знімних та незнімних конструкцій зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва та аналіз факторів що її визначають. З цією метою для кожного із видів ортопедичних конструкцій застосовано наступні індикатори: індекс клініко-технологічної якості ($I_{ТЯ}$ - співвідношення між загальною кількістю ознак зниження якості ортопедичної конструкції до загальної кількості таких конструкцій) та показник рівня якості (ЯП, % - питома вага ортопедичних конструкцій задовільної якості). $I_{ТЯ}$ порівнюваних конструкцій достовірно не відрізняється та в середньому становить $(1,4 \pm 0,07)\%$, тоді як показник рівня якості - $(58,4 \pm 5,5)\%$;

- уперше науково обґрунтовано і реалізовано методологію кваліметрії та комплаєнтності зубо-технічних матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій. Основою цієї цілісної системи забезпечення якості конструкції є багатфакторне урахування нормативних властивостей окремих матеріалів на етапах: розробки, лабораторного дослідження, апробації, серійного виробництва, впровадження в стоматологічну практику та контролю якості протезів і її прогнозування на етапах клінічної експлуатації, що забезпечить значного подовшення терміну клінічної експлуатації знімних та незнімних конструкцій зубних протезів на 24% (узагальнений кваліметричний показник на етапах клінічної експлуатації для пластмасових коронок - $60,3 \pm 8,0$; мостоподібних протезів - $67,6 \pm 8,5$; бюгельних протезів - $17,0 \pm 2,9$; частково-знімних пластинкових протезів - $71,3 \pm 6,0$; повних знімних пластинкових протезів - $75,9 \pm 9,6$);

- уперше науково сформульовано поняття клінічно-орієнтованих технологій виготовлення та оцінки якості ортопедичних конструкцій у взаємозв'язку з використаною системою «матеріали-конструкція» та доведено необхідність індивідуалізованого добору відповідних зубо-технічних матеріалів, як матеріалознавчого забезпечення якості конструкції на етапі добору зубо-технічних матеріалів, що забезпечує підвищення якості зубних протезів;

- уперше доведено, що використання добору зубо-технічних матеріалів з високою комплаєнтністю системи «матеріали-конструкція» дозволяє забезпечувати більш високу клінічну ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини, що насамперед, досягається покращенням гігієни порожнини рота 30-31% ($p < 0,050$), зменшення рівня дисбіозу ротової порожнини 18-19% ($p < 0,01$) та зменшення активності уреазу ротової рідини на 20-22% ($p < 0,001$);

- отримала подальшого розвитку (науково-практичного забезпечення) концепція багатофакторної зумовленості результатів лікування пацієнтів з використанням ортопедичних конструкцій, зокрема доведено наявність взаємозв'язків між якістю конструкцій та рівнем кваліфікації персоналу (лікаря та зубного техника), властивостями зубо-технічних матеріалів, обґрунтованим добром системи «матеріали-конструкція», позитивними загальними та місцевими (ротова порожнина) реакціями організму (F_9 : $KS=0,727$).

Практичне значення одержаних результатів. Проведені дослідження мають теоретичне і практичне значення у галузі клінічної стоматології та зубо-технічного матеріалознавства. У дослідженні з позицій системного підходу реалізовано цілісну методологію забезпечення якості лікування ортопедичними конструкціями з удосконаленням клініко-лабораторних технологій виготовлення зубних протезів, шляхом обґрунтування, розробки та клінічного застосування нових зубо-технічних матеріалів.

Опрацьовані алгоритми для прогнозування якості ортопедичних конструкцій у різні терміни їх клінічної експлуатації; виконано порівняльний кваліметричний аналіз конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів вітчизняного виробництва за показниками відповідних міжнародних стан-

дартів, що стало підґрунтям для визначення комплаєнтної рецептури за рахунок удосконалення клініко-лабораторного етапу їх виготовлення і обґрунтованого добору конструкційних та допоміжних матеріалів; опрацьовані етапи та алгоритми клінічного моніторингу якості конструкцій зубних протезів та ефективності ортопедичного лікування за клініко-технологічними показниками у взаємозв'язку з індикативними показниками стану порожнини рота.

Обґрунтуванні, розроблені і клінічно апробовані нові вітчизняні ЗТМ (Пат. 107171 U., Пат. 94785 U., Пат. 45769 UA, Пат. 57186 UA, Пат. 57187 UA, Пат. 57188 UA, Пат. 89070 UA, Пат. 54971 UA, Пат. 67563 UA), що впроваджені у промислове виробництво, а також запропоновані інноваційні методики оцінки їх клініко-технологічної якості (Пат. 46304 UA, Пат. 79802 UA, Пат. 24836 UA, Пат. 45911 UA, Пат. 14743 UA). Результати лабораторних випробувань дозволяють забезпечувати оптимальні параметри ЗТМ, а дослідження їх клініко-технологічних властивостей – удосконалити лікування та, у цілому, оптимальний обґрунтований добір ЗТМ для виготовлення визначених типів ОК.

Результати дослідження впроваджені на різних рівнях стоматологічної допомоги, зокрема у лікувально-діагностичний процес Харківської обласної стоматологічної поліклініки, КЗОЗ «Харківська міська стоматологічна поліклініка №2», КЗОЗ «Харківська міська стоматологічна поліклініка №4», КЗОЗ «Харківська міська стоматологічна поліклініка №7», стоматологічна клініка «Silk» м. Харків, університетському стоматологічному центрі Харківського національного медичного університету МОЗ України; у технологію промислового виробництва зубо-технічних матеріалів АТ «Стома» м. Харків, а також у навчальний процес на додипломному та післядипломному етапі підготовки лікарів-стоматологів кафедрами стоматологічного профілю Харківського національного медичного університету МОЗ України, Харківської медичної академії післядипломної освіти МОЗ України, ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет», ВДНЗ України «Українська медична стоматологічна академія», Приватного навчального закладу «Київський медичний університет УАНМ», медичний коледж №2 м. Харкова.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є особистою науковою працею. Автором на основі вивчення літератури та пріоритетних розробок у галузі клінічної стоматології та стоматологічного матеріалознавства обґрунтована тема дослідження, сформульовано мету та його задачі. Здобувачем здійснено регіонально-популяційне дослідження та виконано клініко-технологічну оцінку якості ортопедичних конструкцій на основі аналізу безпосередніх, віддалених результатів лікування; розроблені та удосконалені зубо-технічні матеріали. Дисертант самостійно провів весь комплекс експериментальних, лабораторних та клінічних досліджень. Первинний матеріал повністю зібраний автором, а також виконана систематизація, статистичний та клініко-інформаційний аналіз, розроблені алгоритми оцінки, обґрунтовані принципи комплаєнтного добору стоматологічних матеріалів, проліковані пацієнти, узагальнено виявлені у дослідженні закономірності. Обґрунтовано, розроблено та апробовано багаторівневу авторську систему забезпечення клініко-технологічної якості ортопедичного лікування: «Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів», запропонована для клінічного застосування спеціальна програма добору комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція». На основі виконаних безпосередньо автором лабораторних та клінічних досліджень написані усі розділи дисертації, сформульовано висновки та практичні рекомендації.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертаційного дослідження повідомлені та обговорювалися на науково-практичній конференції «Демографія, здоров'я, медицина» (Харків, 2007), міжнародних науково-практичних конференціях: «Інноваційні технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії» (Івано-Франківськ, 2009), «Від малюка до дорослого: міждисциплінарні аспекти фундаментальної і практичної медицини» (Харків, 2009), «Стоматология Беларуси - 2010» (Минск, 2010), «Актуальные вопросы и перспективы развития стоматологии» (Харків, 2011), «Питання експериментальної і клінічної стоматології» (Харків, 2013), «Паринские чтения 2012» (Минск, 2012), «Сучасні проблеми народної і нетрадиційної медицини» (Київ,

2014); міжнародному науково-практичному конгресі «GLOBAL SCIENTIFIC UNITY» (Praga, 2014), Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні можливості стоматології» (Луганськ, 2014); науково-практичних конференціях з міжнародною участю “Медицина ХХІ століття” (Харків, 2014), «Сучасні тенденції розвитку медичної науки та медичної практики» (Львів, 2014), «Медицина третього тисячоліття» (Харків, 2014), «Стоматология славянских государств» (Белгород, 2014), «Медична наука та практика ХХІ століття» (Київ, 2015), «Сучасні проблеми народної і нетрадиційної медицини» (Київ, 2014), «Нове у медицині сучасного світу» (Львів, 2014), «Медична наука та практика ХХІ століття» (Київ, 2015), «Гофунговские чтения» (Харків, 2015), «Сучасні наукові дослідження представників медичної науки – прогрес медицини майбутнього» (Київ, 2015), «Фармацевтичні та медичні науки: актуальні питання» (Дніпропетровськ, 2015), міжнародній науково-практичній конференції «Медична наука та практика ХХІ століття» (Київ, 2015), «Проблеми та стан розвитку медичної науки та практики в Україні» (Дніпропетровськ, 2015), «Сучасна медицина: актуальні проблеми, шляхи вирішення та перспективи розвитку» (Одеса, 2015), «Медична наука та практика: виклики і сьогодення» (Львів, 2015), «Медична наука та практика: актуальні питання взаємодії» (Київ, 2015), «Медичні науки: історія розвитку, сучасний стан та перспективи досліджень» (Львів, 2015), «Актуальні досягнення медичних наукових досліджень в Україні та країнах ближнього зарубіжжя» (Київ, 2015), «Актуальні проблеми стоматології» (Львів, 2015), «Стоматология славянских государств» (Белгород, 2015), «Новые технологи в стоматологии» (Санкт-Петербург, 2006-2015).

Основні матеріали та результати досліджень за темою дисертації апробовані на кафедрі ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету та на апробаційній раді з попередньої експертизи дисертаційних робіт зі стоматології Харківського національного медичного університету.

Публікації. Основні положення дисертаційної роботи висвітлені у 76 друкованих наукових працях, серед них 2 монографії, 27 статей у фахових наукових виданнях (із них одноосібно 15), 7 статей в інших наукових виданнях, 25 тез у збірниках матеріалів вітчизняних та закордонних конгресів, з'їздів і конференцій, отримано 1 патент на винахід та 14 деклараційних патенти України на корисну модель.

Обсяг і структура дисертації. Дисертаційна робота викладена українською мовою, загальним обсягом 348 сторінок машинописного тексту. Складається із вступу, аналітичного огляду літератури та розділу, у якому викладені матеріали і методи дослідження, а також чотирьох розділів з результатами власних досліджень, аналізом та узагальненням результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, який містить 389 джерел (312 кирилицею та 77 латиницею (44 сторінок)). Дисертація проілюстрована 36 рисунками (2 сторінки), і 45 таблицями (29 сторінок), додатки (19 сторінок).

КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ У КОНТЕКСТІ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЯКОСТІ ЛІКУВАННЯ ОРТОПЕДИЧНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ

Одним з найактуальніших напрямків розвитку сучасної стоматології є підвищення ефективності ортопедичного лікування. Велика кількість робіт, присвячених підвищенню якості виготовлення ортопедичних конструкцій свідчить про постійний неспинний процес вдосконалення матеріалів та методик ортопедичного лікування. Але, не менш важливим є контроль за якістю проведення стоматологічного лікування, а також об'єктивне оцінювання його результатів. На важливості надання якісної медичної допомоги у своїх роботах наголошували [26, 27, 28, 29, 30, 31].

В умовах ринкової економіки, за умови активного впровадження інноваційних зубо-технічних матеріалів та технологій на перший план виступають питання якості ортопедичної стоматологічної допомоги [32, 33, 34, 35, 36]. Адже помітним є ріст кількості випадків незадоволення пацієнтів результатами проведеного ортопедичного лікування через підвищення вимог до рівня стоматологічних послуг [37, 38, 39, 40, 41].

Разом з тим, рядом авторів відмічається відчутне збільшення кількості ускладнень ортопедичного лікування, що у перспективі здатні призвести до розвитку суттєвих патологічних процесів та зниження загального рівня якості життя пацієнтів [42, 43, 44, 45, 46].

Так, наприклад, наукові роботи останнього часу демонструють негативний вплив якісних характеристик знімних акрилових зубних протезів на якість життя пацієнтів. Авторами підкреслюється потенційна можливість розвитку таких патологічних станів СОПР, як: червоний плоский лишай, лейкоплакія, хімічний та алергічний стоматити, папіломатоз, дольчаті фіброми, заїди та кандидоз. При цьому відмічається, що головним етіологічним чинником розвитку цих патологічних процесів є хронічне подразнення компонентами пластмас та

сплавів металів. Патоморфологічно цей процес характеризується ороговінням слизової оболонки із запаленням у стромі [47, 48, 49, 50, 51].

Саме тому особливої уваги заслуговують роботи, метою яких стало підвищення якості лікування пацієнтів в ортопедичній стоматології на основі інноваційних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства за рахунок обґрунтованого добору конструкційних та допоміжних зубо-технічних матеріалів, шляхом усунення негативних факторів впливу ортопедичних конструкцій, обумовлених або їх компонентним складом, або недоліками на клініко – лабораторних етапах виготовлення протезів.

1.1. Характеристика сучасних зубо-технічних матеріалів та проблемні питання їх клінічного застосування при лікуванні пацієнтів ортопедичними конструкціями

Розробка та впровадження нових стоматологічних матеріалів є важливим фактором розвитку сучасної ортопедичної стоматології. Адже впровадження нових зубо-технічних матеріалів зумовлює підняття загального рівня якості виготовленої конструкції. Загальними вимогами до зубо-технічних матеріалів є: нешкідливість, міцність, стійкість до руйнівної дії ротової рідини, стійкість до агресивного впливу харчових речовин та повітря, здатність до циклічного навантаження та механічної обробки. Подібні механічні сили можуть бути представлені розтягуванням, вигинанням, перекручуванням, температурним чинником [52, 53, 54, 55].

При цьому протез має бути природного кольору, він не повинен мати неприємного смаку та запаху, також велике значення має доступність та собівартість матеріалу. До групи основних конструкційних матеріалів належать: пластмаси, порцелянові маси, штучні зуби, метали і сплави [56, 57, 58, 59].

Пластмаси – це конструкційний матеріал для виготовлення ортопедичних конструкцій та ортодонтичних апаратів. Поява акрилових полімерів значно підвищила функціональну цінність та естетичність зубних протезів. Завдяки впро-

вадженню пластмас з'явилися принципово нові ортопедичні конструкції, застосування яких до цього часу було неможливим. Оскільки саме група пластмас максимально широко представлена як у незнімному так і у знімному протезуванні, властивості та особливості технології саме матеріалів цієї групи, на нашу думку мають принципове значення [60, 61, 62, 63].

Пластичні маси – це велика група високополімерних органічних зубо-технічних матеріалів, основу яких складають природні або штучні високомолекулярні сполуки, які під дією високих температур та тиску здатні формуватися і стійко зберігати отриману форму. До основних компонентів пластмаси відносяться: мономер – основа пластмаси; зв'язувальна речовина (фенолформальдегіді або інші смоли); наповнювачі (деревне борошно, азбест, скловолокно); пластифікатори (дибутилфталат, трикрезилфосфат), що підвищують пластичність та еластичність; барвники; прискорювачі полімеризації або поліконденсації [64, 65, 66, 67].

Базисні пластмаси. Стосовно до знімного варіанту протезування, основними конструкційними зубо-технічними матеріалами слід вважати базисні, які виконують декілька важливих функцій, серед яких: утримання штучних зубів та фіксуючих елементів, передача функціонального навантаження на тканини протезного ложа, забезпечення додаткової фіксуючої дії за рахунок ефекту адгезії і та інші [68].

Аналіз літературних джерел доводить, що вибір базисного матеріалу відбувається з огляду на низку факторів, ключовими з яких є: медичні показання, запити пацієнта та його фінансові можливості а також рівень технічного оснащення лікувально-профілактичного закладу [69, 70, 71].

Відповідно до умов застосування і технології обробки базисні матеріали повинні мати наступні характеристики: достатня міцність у поєднанні з еластичністю, що забезпечать цілісність протеза без деформації конструкції під дією жувальних зусиль; високий опір вигину; високий опір на удар; невелика питома маса матеріалу; мала термічна провідність; достатньо висока твердість; низька здатність до стирання; індиферентність до дії слини і різноманітних харчових

речовин; стабільність кольору на тлі постійного впливу сонячного світла, повітря і інших чинників навколишнього середовища; відсутність шкідливої дії на тканини ротової порожнини та організм у цілому; відсутність адсорбції харчових речовин та мікрофлори порожнини рота; можливість міцного поєднання з іншими конструкційними матеріалами (метали, порцеляни і та інше); легкість переробки у виріб з високою точністю та зберігати задану форму; легке лагодження; можливість забарвлення та імітація природних твердих та м'яких тканин; легкість дезінфекції; відсутність смаку та запаху [72, 73, 74].

У вітчизняній зубопротезній техніці застосовуються пластмаси наступних типів: акрилові, вінілакрилові, на основі модифікованого полістиролу, співполімери або сумішки відповідних пластмас [75, 76].

Особливе місце серед вищезазначених зубо-технічних матеріалів посідає група співполімерів, оскільки приблизно 80% її представників використовується саме у стоматологічній практиці. Співполімери акрилметакрилатів (подвійні або потрійні співполімери) широко представлені на ринку сучасних стоматологічних базисних матеріалів. Згадуючи представників цієї групи, насамперед слід назвати пластмаси «Етакрил», «Акрел», «Фторакс», «Акроніл» [77, 78, 79].

За даними літературних джерел акрилові полімери використовуються у якості базисних матеріалів при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій у 98% випадків [80, 81]. У першу чергу це зумовлено оптимальною собівартістю цих матеріалів та їх чудовою технологічністю. Однак, довготривале використання та постійне вдосконалення акрилових матеріалів та лабораторних методик роботи з ними не позбавили повністю акрилові ортопедичні конструкції від основних недоліків [82, 83, 84]. До останніх можна віднести невідповідність внутрішнього рельєфу базису до рельєфу тканин протезного ложа через досить велику усадку (6-8%). При чому навіть ретельне дотримання правил полімеризації зменшує усадку лише на 1,5% [85, 86, 87].

Крім того загально відомою є проблема недостатньої міцності при статичному вигині та низька питома ударна в'язкість. У якійсь мірі проблема фізико-механічної стійкості була вирішена шляхом активного впровадження у вітчиз-

няну зубопротезну практику акрилового сополімеру «Фторакс» з підвищеною міцністю та хімічною стійкістю [88, 89].

Ще одна проблема технології акрилових пластмас – це наявність залишкового мономеру у готовій ортопедичній конструкції [90, 91, 92]. Достовірно доведене зниження титру лізоциму слини під дією мономеру акрилової пластмаси. Це, на думку науковців ставить його у один ряд з іншими протоплазматичними отрутами, що вкрай негативно токсично та подразнює впливає на тканини ротової порожнини та організм в цілому [93, 94, 95, 96].

Кудасова Є.О., (2005) та Кусевицкий Л.Я., (2007) вказують на процес постійного «вимивання» вільного мономеру під дією кислого або лужного середовища, що впливає на функціональний стан нейтрофілів порожнини рота та пригнічує їхню активність [97, 98].

Про спроби вирішення цієї проблеми свідчить робота Чиркової Н.В., (2002) у якій автор пропонує до використання сучасний безмономерний поліметіловий метакрилат «Bre.crystal@bredent» (Німеччина) [99].

Аль Шатиб Шади Аднан, (2007) та Козлов В.В., (2010) у своїх роботах наголошують про постійне вивільнення у процесі старіння пластмаси таких речовин як: барвники, замутнювачі, пластифікатори, стабілізатори та ін., що може мати токсичну, алергічну та мутагенну дію [100, 101].

Враховуючі все вищесказане, можна стверджувати, що не дивлячись на велику кількість робіт, присвячених розробці та впровадженню у зубопротезну практику базисних матеріалів акрилової групи, а також значну долю ортопедичних конструкцій, виготовлених із застосуванням саме цих матеріалів, питання систематизації показань до їх використання та стандартизації критеріїв оцінювання готових виробів залишається відкритим [102, 103].

Пластмаси для виготовлення незнімних протезів. Для виготовлення суцільно-пластмасових або комбінованих незнімних ортопедичних конструкцій використовуються пластмаси, що імітують природний колір зубів. Слід зазначити, що технологічні та клінічні вимоги до таких зубо-технічних матеріалів не

відрізняються від загальних вимог до конструкційних матеріалів та вимог до базисних пластмас, що були наведені вище.

У вітчизняній зубопротезній практиці не аби якої поширеності набуло використання пластмас «Синма-М» і «Синма-74». Обидва матеріали відносяться до пластмас гарячого типу твердіння типу «порошок – рідина». При цьому порошком є суспензійний співполімер, до складу якого входить фтор, а рідина представлена сумішшю акрилових мономерів і олігомерів. Рідина пластмаси «Синма-74» не містить олігомерів, на відміну від пластмаси «Синма-М». Завдяки наявності у останній олігомерів подовжується загальний робочий час з цією пластмасою, що забезпечує можливість прямого моделювання із формуванням та розподілом матеріалу у його пластичній фазі безпосередньо у порожнині рота [104, 105, 106].

Сплави металів. Металеві сплави складають ще одну велику групу конструкційних матеріалів, яка на сьогодні налічує приблизно 500 рецептур [107, 108]. Згідно з міжнародними стандартами, усі сплави металів розділені на наступні групи:

1. Сплави благородних металів на основі золота.
2. Сплави благородних металів із вмістом 25 – 50% золота або платини, чи інших дорогоцінних металів.
3. Сплави неблагородних металів.
4. Сплави для металокерамічних конструкцій:
 - а) з високим вмістом золота (>75%);
 - б) з високим вмістом благородних металів (золота та платини, або золота та паладія (>75%);
 - в) на основі паладія (>50%);
 - г) на основі неблагородних металів:
 - на основі кобальту (+ хром та молібден);
 - на основі нікелю (+ хром та молібден).

До сплавів на основі неблагородних металів також включають хромонікелеву (нержавіючу) сталь.

Допоміжні зубо-технічні матеріали. Виготовлення зубних протезів неможливе без використання допоміжних матеріалів, які не входять до складу остаточної конструкції, але мають не аби яке значення для її якості. До таких матеріалів відносяться: відбиткові матеріали, моделювальні матеріали, легкоплавкі сплави, формувальні та вогнетривкі матеріали, флюси і підбілювачі, припої, абразивні матеріали, розділювальні лаки, стоматологічні цементи [109].

Оскільки саме відбиткові матеріали є єдиною клінічною групою допоміжних матеріалів від властивостей та характеристик яких напряму залежить якість виготовлених ортопедичних конструкцій, саме до питань пошуку та вдосконалення їхніх компонентів та варіантів застосування прикута сьогодні увага науковців та лікарів [110, 111, 112].

Відомо, що першим матеріалом, який використовувався для отримання відбитків зубів був бджолиний віск. Наприкінці XVII сторіччя цей матеріал був запропонований Roogman [113, 114].

Велика кількість різноманітних відбиткових матеріалів, що з'явилася з того часу у більшій чи меншій мірі відповідають загальним вимогам до стоматологічних відбиткових матеріалів, а саме: давати точний відбиток рельєфу слизової оболонки порожнини рота та зубів; не повинен стискатися чи деформуватися після виведення із порожнини рота; не повинен прилипати до поверхонь ротової порожнини; не повинен розчинятися у слині; розм'якшуватися при температурі, безпечній для тканин ротової порожнини; легко вводиться та виводиться із порожнини рота; мати оптимальний робочий час для забезпечення можливості проведення лікарем необхідних функціональних проб та інших маніпуляцій; не з'єднуватися з гіпсом моделі та відносно легко від неї відокремлюватися; зберігатися при кімнатній температурі тривалий час не деформуючись та не даючи усадки; передбачати повторне застосування після стерилізації; легко піддаватися розфасуванню та дозуванню; бути зручними для збереження; бути доступними та дешевим [115, 116, 117, 118].

За класифікацією А.І. Дойнікова та В.Д. Синицина [119] відбиткові матеріали розподіляють на наступні групи - за фізичним станом: твердо кристалічні,

еластичні, термопластичні, полімерізаційні. За хімічною природою: гіпсові, цинкоксидевгенолові, альгінатні, силіконові, тіоколові, епоксидні. На основі ефірів каніфолі: самотверднучі. За галуззю застосування: самотвердіючі для корекції базису протеза; силіконові та тіоколові – застосовують для отримання відбитків із коронкової частини зуба чи альвеолярних відростків; епоксидні та на основі ефірів каніфолі – тільки для отримання відбитків з беззубих щелеп; усі інші для отримання відбитків при всіх клінічних ситуаціях. Гіпс – ще й для одержання моделей щелеп [120, 121].

Сучасна стоматологічна промисловість випускає різноманітні відбиткові матеріали, що значно відрізняються між собою своїм складом і властивостями, мають позитивні та негативні якості, успішно застосовуються у окремих конкретних клінічних ситуаціях. Але, необхідно констатувати що на сьогодні не існує універсального відбиткового матеріалу, що відповідає абсолютно всім клінічним та технологічним вимогам і який міг би бути застосований у всіх клінічних ситуаціях [122, 123, 124, 125].

Еволюційний розвиток стоматологічного матеріалознавства йшов по шляху досягнення максимальної зручності використання тих чи інших зуботехнічних матеріалів лікарем та комфортності сприйняття цих матеріалів пацієнтом [126,127, 128].

Саме тому, у центрі уваги розробників – науковців опинилися відбиткові матеріали саме еластичної групи, до якої входять альгінати, тіоколи та силікони. Велика кількість альгінатних відбиткових матеріалів, що містять у своїй хімічній структурі альгінову кислоту, вже давно посіли чинне місце у повсякденній практиці стоматологів – ортопедів. Основою цих матеріалів є натрієва сіль альгінової кислоти, яка набухає у воді з утворенням колоїдної системи – геля [129, 130, 131].

З метою підвищення еластичності чи жорсткості альгінатів, до їх складу вводять гіпс та наповнювачі (білу сажу, сульфат барію, карбонат натрію і та ін.). Плавність процесу твердіння, достатню для отримання відбитка та моделі надають регулятори (тринатрійфосфат, карбонат натрію). Серед найбільш поширених

в Україні представників альгінатних відбиткових матеріалів можна назвати «Стомальгін - 04» (Україна), «Іпен» (Чехія) та «Кромопан» (Італія) [132, 133].

Тіоколові матеріали є сірковмісними відбитковими масами, основу яких складають меркаптани, що здатні вступати в реакцію з оксидами металів з утворенням еластичних сполук. Відомими представниками тіоколової групи відбиткових матеріалів є «Тіодент» (Росія), «КОЕ-флекс» (США) та «Пермапластик» (Німеччина) [134, 135].

Основу силіконових відбиткових матеріалів складає лінійний полімер (диметилсилоксан) з активними гідроксильними групами. Каталізатором таких матеріалів є композиція з 3 - 5% олово чи титан органічної речовини. Під дією каталізатора відбувається схрещування лінійного полімеру шляхом конденсації. Інший варіант ефекту змішування лінійного полімеру з ініціатором - це реакція поліприєднання. За ознакою процесів поліконденсації чи поліприєднання, силіконові відбиткові матеріали розподілено на дві групи: С – силікони та А – силікони. Відомим і поширеним вітчизняним С – силіконовим матеріалом є «Сі-еласт» (Україна), а А – силіконовим «Стомавід» [136, 137, 138, 139, 140].

Необхідно зазначити, що попри велику кількість відбиткових матеріалів, вибір лікаря - ортопеда на користь якогось конкретного відбиткового матеріалу часто робиться не обґрунтовано та інтуїтивно. Проведений нами літературний аналіз свідчить про несистемний характер вибору відбиткових матеріалів та методу отримання відбитку для конкретних конструкцій зубних протезів [141, 142].

1.2. Аналіз ролі клініко-лабораторних етапів у забезпеченні якості лікування пацієнтів ортопедичними конструкціями

Слід зазначити, що не менш важливим для забезпечення високої якості лікування хворих є дотримання принципів, правил та методик на всіх клініко-лабораторних етапах ортопедичного лікування. Інформація літературних джерел свідчить про те, що не дивлячись на швидкий темп розвитку стоматологічної науки та активне впровадження інноваційних матеріалів та технологій,

практика застосування морально застарілих методик протезування не припиняється [143, 144, 145, 146, 147].

Технологія отримання відбитків. Сучасна стоматологічна література містить багато повідомлень щодо окремих методик отримання відбитків без додавання необхідної інформації про показання до їх застосування [148, 149, 150, 151]. Попри те, багато авторів – науковців наголошують на тісному взаємозв'язку між оптимальним функціональним ефектом протезування та вірного виконання кожного з клініко – лабораторних етапів виготовлення конструкції [152, 153, 154, 155, 156].

Саме тому, важко переоцінити важливість точного та правильного отримання функціональних відбитків різними способами у залежності від клініко – анатомічних особливостей протезного ложа [157, 158, 159]. Літературний аналіз показав, що як правило, увага дослідників зосереджується на одному із клініко – лабораторних етапів, і на сьогодні бракує інформації щодо вирішенню проблеми створення комплексного алгоритму процедур від отримання функціонального відбитку до повного виготовлення конструкції з урахуванням сучасних наукових досягнень [160, 161, 162, 163].

Сформулювавши вищенаведену актуальність питання, В.О. Луганський, (2006) оптимізував методику отримання повних функціональних відбитків, запропонував власну методику отримання функціональних диференційованих відбитків за допомогою удосконалених відбиткових ложок, що сприяло заощадженню 50% трудових затрат на цьому клінічному етапі та стало ключовим фактором при розробці стандартних операційних процедур отримання попередніх та функціональних диференційованих відбитків при протезуванні пластинковими протезами пацієнтів з повною відсутністю зубів [164].

Отже, враховуючи вищесказане, можна стверджувати, що на сьогодні зберігається необхідність досліджень, які б були направлені на систематизацію знань про певні методики отримання стоматологічних відбитків, на розробку показань до застосування різних видів відбиткових матеріалів та способів

отримання відбитків у залежності від особливостей дефектів зубних рядів та обраної ортопедичної конструкції.

У цьому контексті необхідно прийняти до уваги результати роботи Тимошенко М.В., (2003) мета якої полягала у вивченні фізико – механічних властивостей відбиткових матеріалів і методик отримання відбитків для обґрунтування показань до вибору відбиткового матеріалу та методу отримання відбитків, покращення якості лікування дефектів твердих тканин зубів і зубних рядів незнімними конструкціями [165].

Багатоетапність ортопедичного лікування зумовлює важливість дотримання жорстких критеріїв та вимог на кожному з клінічних та лабораторних етапів лікування. Підтвердженням цьому є важливість отримання якісних відбитків, доведена у великій кількості робіт науковців [166, 167, 168, 169, 170].

Технологія базисних пластмас. Лабораторна техніка роботи з акриловими пластмасами широко відома, але активні пошуки по її вдосконаленню продовжуються і сьогодні. Методи формування порошкових пластмас у тістоподібній фазі поділяють на два види: компресійне пресування та ливарне пресування. Одразу після отримання пластмасового тіста розпочинають його термічну обробку або полімеризацію. Процес полімеризації – це хімічна реакція, при якій відбувається об'єднання молекул однієї і тієї ж самої хімічної низькомолекулярної речовини. Внаслідок такої хімічної реакції утворюються високомолекулярні хімічні сполуки, що за своїм хімічним складом нагадують первинну низькомолекулярну речовину, але відрізняються від неї розміром молекул та своїми властивостями [171, 172, 173].

На сьогодні для забезпечення якісної полімеризації пластмас у зубопротезній практиці використовуються три способи:

1. полімеризація на водяній бані в кюветі з гіпсовою формою;
2. полімеризація у спеціальному приладі (полімеризаторі) для сухої полімеризації під тиском;
3. полімеризація у спеціальному апараті для ливарного пресування.

При першому варіанті полімеризації тістоподібну пластмасу для формування розміщують між половинами кювети і стискають за допомогою преса. Після цього кювету занурюють у холодну воду та поступово збільшують температуру таким чином, щоб через 30 хвилин температура води досягла 65 градусів за Цельсієм. Такий температурний режим підтримується протягом однієї години, після чого повільно (30 хвилин) температура збільшується до 100 градусів за Цельсієм і за цієї температури кювету витримують ще одну годину. Охолодження кювети проводять повільно на повітрі [174, 175].

Методика полімеризації базисних акрилових пластмас в апараті для сухої полімеризації під тиском передбачає встановлення кювети із запакованим пластмасовим тістом без верхньої та нижньої кришок у спеціальний апарат (герметична металева циліндрична ємність з термоелементом та можливістю подачі повітря) [176]. При цьому термодатчик, що працює від електричної мережі підтримує постійну температуру кювети у межах 150 градусів за Цельсієм. За допомогою компресора через патрубок у прилад нагнітається повітря із тиском 4 – 5 атмосфери. Процес полімеризації за вказаним методом триває дві години. Виготовлення ортопедичних конструкцій методом ливарного лиття передбачає побудову системи ливників, конструювання прес-форм та особливі плинні властивості самої пластмаси [177]. Після формування рідкоплинної пластмаси за допомогою спеціального апарату проводять так звану «двостадійну» полімеризацію. Вона передбачає направлену полімеризацію за температури 100⁰ С, а потім загальну термічну обробку та висушування при температурі 120-130⁰ С. При цьому кювету при направленій полімеризації нагрівають з боку, протилежного місцю нагнітання пластмаси. Апарат для ливарного пресування складається з пустотілої металевої кювети, всередині якої, у верхній її частині міститься нагрівальний елемент з терморегулятором. З чотирьох боків кювети в її торцевій частині містяться стояки з нарізкою. До кювети за допомогою спеціальних стрижнів прикріплюється поршень [178, 179].

Для проведення направленої полімеризації на дно металевої кювети насипають пісок із температурою підігріву 180-200⁰ С. При цьому тепло починає

діяти з дна та боків кювети. Повторне прогрівання гіпсової форми відбувається за рахунок гарячої пари киплячої міжкристалічної води. Спостерігається повільне проникнення тепла знизу до гори. Завантажувальна камера, у яку і відбувається введення пластмасової маси довгий час залишається відносно охолодженою, що дозволяє пластмасі компенсувати полімеризаційну усадку. Тиск поршня на пластмасу запобігає небажаному водо насиченню пластмасового тіста. Направлена полімеризація триває 30 хвилин, після чого завантажувальну камеру знімають з і кювету переносять у сушильну шафу з температурою 120-130⁰ С на півтори години. Охолоджують кювету поступово на кімнатному повітрі [180, 181]. У літературних джерелах є відомості про використання з метою ливарного пресування стоматологічних пластмас приладів «Івокап», «Спактрамат» та «Івомат» виробництва компанії «Ivoclar» (Німеччина) [182, 183].

Вже більше як 50 років базисні пластмаси є основними конструкційними матеріалами для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій. Але, за даними О.В.Павленко, 1989; Рожко М.М., (1993) виготовлення протезів за загальноприйнятими лабораторними методиками не забезпечує максимальної точності конструкції та її достатньої міцності. Саме тому серед найбільш поширених ускладнень користування знімними протезами є поломка їхніх базисів. Так, ряд авторів [184, 185, 186] вказують на те, що статистично доведена кількість поломок базисів протезів коливається у межах від 7,9 до 25,4%. Крім того за результатами досліджень низки авторів стає зрозумілим, що 20 – 24% пацієнтів із загальної кількості запротезованих не користуються виготовленими конструкціями взагалі, а 37% пацієнтів змушені пристосовуватися до протезів з недостатньою фіксацією та функціональною стабілізацією [187, 188, 189].

Крім того, хімічна природа акрилових пластмас з їхнім багатofакторним впливом на тканини ротової порожнини та недосконалість технологічних етапів роботи з нею зумовила появу так званих «протезних стоматитів», про загрозливий перебіг та наслідки яких у своїх роботах зазначали [190, 191, 192].

Вітчизняними та закордонними науковцями були окреслені основні проблемні питання у контексті можливості широкого застосування акрилових пла-

стмас для виготовлення базисів знімних конструкцій, серед яких: суб'єктивність оцінювання механічного впливу на пластмасове тісто, недосконалість режимів полімеризації пластмаси, обмежена доступність зубних техніків до сучасного лабораторного оснащення та новітніх технологій, що не дає можливості позбавитися людського фактору у роботі та великої кількості можливих технологічних помилок, які в свою чергу завадять ефективному користуванню протезами [193, 194, 195].

Саме тому увага вітчизняних науковців була і залишається прикутою до шляхів вдосконалення технологічних процесів, що пов'язані з полімеризацією акрилових пластмас. Наприклад Кричка Н.В., (1999) поставила за мету поліпшення якості лікування хворих з повною відсутністю зубів пластмасовими протезами та профілактику можливих ускладнень шляхом вдосконалення і впровадження у медичну практику методик теоретичного і практичного спрямування, щодо конструювання протезів та полімеризації пластмаси [196]. Автором було запропоновано спосіб полімеризації акрилової пластмаси, що дозволив зменшити кількість залишкового мономеру, знизити ступінь водопоглинання та покращити фізико-механічні властивості конструкції. Суть запропонованої автором методики полягає у тому, що полімеризація акрилової пластмаси має спрямований характер завдяки специфічній конструкції полімеризаційної кювети, що передбачає дію надмірного тиску у 4 атмосфери лише на язичний та щічний боки конструкції. При цьому внутрішня поверхня пластмасової мономер-полімерної композиції не витримує дії надмірного тиску і полімеризується у повільному режимі.

Один із напрямків вирішення проблеми негативного впливу на оточуючі тканини був запропонований у роботі Кракова К.Г., (2004). Автором було проведено експериментальне дослідження можливостей нанесення біокерамічного покриття на поверхню акрилового базису знімного протеза з метою усунення непереносимості знімних пластинкових зубних протезів [197].

Технологія пластмас для незнімних ортопедичних конструкцій. На сьогодні існує два способи застосування пластмас для виготовлення незнімних су-

цільно-пластмасових та комбінованих ортопедичних конструкцій: моделювання пластмаси безпосередньо на моделі, або каркасі протеза; моделювання з подальшим пакуванням у кювету. Перевагою безпосереднього моделювання на моделі можна вважати відсутність важких трудомістких етапів - моделювання з воску, гіпсування в кювету, виварювання воску, виймання готової конструкції з кювети. При цьому тривале перебування пластмаси у пластичному стані дає можливість комбінування пластмас різного кольору для забезпечення максимальних естетичних властивостей конструкції [198, 199, 200].

Технологія пластмас для незнімного протезування передбачає використання спеціальних приладів – полімеризаторів, найбільш відомими серед яких є апарати: пневмополімеризатор «ПС-1» (Україна), «Ivomat» (Німеччина). У цих апаратах пластмаса «Сінма-М» наприклад, полімеризується за температури 120⁰ С під тиском 5 атмосфер протягом 10 хвилин. Можлива корекція протеза проводиться шляхом повторної полімеризації при температурі 100⁰ С. Облицювання металевих каркасів пластмасою проводять шляхом двохетапної полімеризації при температурі 100 та 120⁰ С відповідно [201, 202].

Технологія комбінованих конструкцій. Незнімні комбіновані зубні протези дуже широко використовуються при ортопедичному лікуванні дефектів зубних рядів. На це вказують численні роботи вітчизняних та закордонних науковців [203, 204]. Цьому процесу сприяє постійне вдосконалення технології виготовлення металополімерних конструкцій [205, 206, 207, 208]. Комбіновані зубні протези вирішують питання косметичного заміщення дефектів зубних рядів і у той же час залишаються фінансово доступними для широких верств населення, особливо у складних соціально – економічних умовах сьогодення. На перспективність застосування адгезивних систем з ретенційним плазмонапиленим шаром у комбінації з технологією теплової полімеризації вказують роботи [209, 210, 211, 212, 213, 214, 215].

Значною і повністю невирішеною проблемою комбінованих конструкцій була і залишається проблема надійного поєднання облицювального матеріалу з металевим каркасом. Адже запропоновані закордонними фірмами різноманітні

облицювальні композитні матеріали із застосуванням фінансово обтяжливого обладнання не гарантують абсолютну надійність виготовленого протеза і не завжди запобігають сколам, відколам, тріщинам та змінам кольору [216, 217].

Ще одним принциповим питанням для практичної стоматології є економічна нерентабельність сучасних технологій та недостатньо висока якість вітчизняних композитів.

Технологія виготовлення незнімних суцільно-пластмасових конструкцій. Реальністю сьогодення є поступове витіснення суцільно-пластмасових ортопедичних конструкцій у розряд тимчасових. Так В.І.Перевозніков (2012) звертає увагу на значне збільшення потреби населення у тимчасовому протезуванні через поширення методик імплантаційного багатоетапного лікування. Автор пояснює це необхідністю негайного захисту відпрепарованих зубів, високими естетичними запитамі пацієнтів до можливості негайної соціальної реабілітації, перспективою формування необхідного контуру м'яких тканин краєм тимчасової конструкції [218]. У роботі вказується на кількісне переважання суцільно пластмасових конструкцій методами термopolімерізації на гіпсовій моделі та прямим клінічним способом, але наголошується на значних позитивних перспективах застосування технології фрезерування незнімних тимчасових конструкцій із пластмасових блоків за технологією CAD/CAM. Оскільки термін користування тимчасовими конструкціями може коливатися від декількох місяців до року на період інтеграції внутрішньо кісткових імплантатів, порівняльний аналіз клінічної ефективності та економічної рентабельності вказаних вище методик є вкрай актуальним. Проведене В.І.Перевозніковим (2012) анкетування лікарів – ортопедів показало, що недоліки тимчасового суцільно пластмасового протезування виконаного за допомогою технології фрезерування зустрічаються на 67,1% рідше, ніж при виконанні роботи альтернативними способами [219, 220].

Проблемі клініко – експертних оцінок помилок та ускладнень в ортопедичній стоматології при протезуванні незнімними конструкціями присвячено дисертаційне дослідження О.О. Альшиної (2011) [221]. Автором роботи було

поставлено за мету підвищення якості стоматологічного лікування незнімними ортопедичними конструкціями та розробка заходів по попередженню лікарських помилок та небажаних результатів. При цьому було зазначено, що за даними медичної документації обсяг діагностичних втручань при ортопедичному лікуванні значно нижчий у порівнянні із протоколом ведення хворих з частковою відсутністю зубів, що у свою чергу призвело до розвитку ускладнень у віддаленні терміни у 73,2% спостережень.

На особливу увагу заслуговує робота А.В.Гончарова (2004), яка присвячена оцінці ризиків та індивідуальному прогнозуванню результатів ортопедичного лікування при дефектах зубних рядів незнімними протезами [222]. Проаналізувавши спектр думок інших науковців, автор у своїй роботі доводить, що факторами негативного розвитку процесу ортопедичного лікування та врешті – решт – отримання незадовільного результату протезування є: комерціалізація суспільства та значно підвищені вимоги до ходу та результатів стоматологічного лікування, що чітко демонструється збільшенням кількості скарг пацієнтів у випадках їхнього незадоволення; так званий суто «замісний» підхід ортопедів до проблеми лікування; виявлення різноманітних ускладнень на клініко – лабораторних етапах, що пов'язані із недосконалістю матеріалів та технології їх обробки, що врешті решт призводить до негативних наслідків. Найбільш суттєві проблеми подібного лікування автор розподілив на дві групи: можливі помилки на етапах попередньої підготовки пацієнта до ортопедичного лікування за допомогою терапевтичних та хірургічних методів та ускладнення, що пояснюються ігноруванням пацієнтом рекомендацій лікаря.

Таким чином, можна з упевненістю стверджувати, що великий обсяг літературної інформації щодо можливих шляхів вдосконалення зубо-технічних матеріалів та технологічних процесів стоматологічних пластмас на сьогодні залишає багато питань щодо їхньої практичної реалізації через розпорошеність отриманих даних та їх громіздкість та віддаленість від потреб та реалій практичної ортопедичної стоматології.

1.3. Якість лікування ортопедичними конструкціями як проблема клінічної стоматології

1.3.1. Методологічні підходи до оцінювання якості ортопедичного лікування

У вітчизняній та закордонній науковій літературі все частіше піднімаються питання щодо чіткого визначення дефініцій «медична послуга», «експертиза якості», «контроль якості», «стандарт якості», «лікарська помилка» [223]. Результатом дисертаційної роботи Бондаренко Н.Н., (2007) проведено систематизацію та уточнення дефініцій: «Медична послуга» як специфічний об'єкт цивільно – правових відносин. «Лікарська помилка» як підстава до виникнення правової відповідальності лікаря – стоматолога [224]. Уперше проведено комплексний аналіз діючого законодавства у галузі контролю та експертизи якості стоматологічних послуг з врахуванням стану стоматологічної служби Росії. Крім того, автором обґрунтовано та запропоновано до впровадження уніфікований пакет внутрішньо організаційних нормативно – правових актів, що регламентують професійну діяльність стоматологічної організації чи лікувального закладу. У процесі роботи також було виявлено дефекти ведення «Медичної карти стоматологічного хворого» як основного медико – юридичного документа, що відображає характер та обсяг наданих стоматологічних послуг [225].

Результати ортопедичного лікування мають оцінюватися за сукупністю позитивних ознак, які входять до поняття «якість». Ортопедична стоматологія має у своєму арсеналі достатньо інструментів для об'єктивного та суб'єктивного визначення ступеню успішності, але всі вони потребують значної систематизації та стандартизації. На необхідності створення та впровадження у систему практичної стоматології подібних стандартних схем оцінювання якості ортопедичного лікування наголошували у своїх роботах вітчизняні та закордонні науковці [226, 227, 228, 229, 230].

У останні роки вченими багатьох країн розроблено методи комплексної експертної оцінки якості ортопедичного лікування у стоматології. Умовно такі

методи можна розподілити на оцінку якості стоматологічної допомоги та відповідність клінічним вимогам ортопедичних конструкцій. Послідовність аналізу забезпечення якості стоматологічного ортопедичного лікування складається з перевірки виконання правил та норм на етапах виготовлення певних ортопедичних конструкцій, що регламентуються у відповідних методичних посібниках, впровадження у повсякденну практику лікаря-стоматолога-ортопеда сучасних матеріалів та методик, профілактики можливих ускладнень, як небажаних наслідків певних варіантів лікування. Традиційно якість протезування у ортопедичній стоматології оцінюють за критерієм «технічне виконання» протезу, з його візуальною оцінкою за певними параметрами (товщина, форма, зазор, відстань і т.п.) [231].

Поряд з простою візуальною оцінкою протезу стоять більш сучасні методологічні підходи до аналізу якості, а саме:

1. фактор необхідності повторного лікування. Створений в якості критерію необхідності переробки виготовленої ортопедичної конструкції за гарантійними зобов'язаннями лікувального закладу, на сьогодні він може бути використаний у якості методу довгострокового віддаленого контролю якості;
2. визначення так званих «ятрогенних ускладнень», тобто ускладнень, що виникли у наслідок протезування та реакції оточуючих тканин на присутність ортопедичної конструкції. Яскравим прикладом може слугувати алергічна реакція на матеріал зубного протезу;
3. оцінка повноцінності та послідовності проведених лікарських маніпуляцій у порівнянні із існуючими професійними нормами та правилами окремих маніпуляцій та виготовлення ортопедичних конструкцій в цілому;
4. фактор порівняльної оцінки функціонального стану зубощелепної системи до - та після лікування. Оскільки даний фактор враховує ступінь позитивних змін (підвищення жувальної ефективності, покращення зовнішнього вигляду і т. інш.), його можна вважати одним з найбільш об'єктивним критерієм оцінки якості ортопедичного лікування;

5. останнім часом отримали визнання так звані «індекси співпадіння», що побудовані за принципом формального порівняння поставленої мети та мети досягнутої;

6. не менш важливим є фактор задоволення запитів пацієнта щодо результатів лікування.

При цьому необхідно підкреслити, що помилки на етапі планування та створення стратегії лікування обумовленні складністю оцінки вірогідності результату, що передбачається, а також пояснюється нераціональним ставленням до можливих ускладнень. Отже, метою своєї роботи автор обрав розробку інформаційної системи оцінок ризику при ортопедичному лікуванні хворих с дефектами зубних рядів із застосуванням незнімних протезів, а також індивідуального прогнозування результатів, з метою їхньої оптимізації та профілактики можливих ускладнень [232, 233, 234].

Представлена А.В. Гончаровим (2004) оціночна система побудована за принципом участі у лікувальному процесі трьох дійових осіб (пацієнт, лікар, лікувальний заклад). Таким чином, на думку автора кожна дійова особа вносить у лікувальний процес свій можливий набір факторів впливу на ступінь затрат [235]. З боку пацієнта ці затрати виглядають як: тип нервової системи, затрати часу, фінансові обмеження, наявність шкідливих звичок, готовність до лікування, дисциплінованість, наявність загальних захворювань, наявність несприятливих екологічних факторів, хронічні супутні захворювання, попередній досвід лікування. З боку лікаря - ортопеда до таких факторів відносяться: стаж роботи, лікувальна категорія, вдосконалення, навчання у ординатурі, спеціалізація, наявність наукового ступеню, деонтологія, лікувальна дисципліна. З боку лікувального закладу такий набір факторів має наступний вигляд: стан обладнання, експлуатація обладнання, наявність сучасних сертифікованих матеріалів та інструментів, дотримання правил збереження та використання, застосування сучасних технологій, раціональне нормування праці, організація праці, аналіз роботи, піклування про імідж, дотримання санітарно – епідеміологічних норм. Побудова вищенаведеної системи дозволяє застосовувати з метою аналізу по-

тенційних ризиків принцип ієрархій. Це у свою чергу дозволить уявити та спрогнозувати ступінь впливу на кінцевий результат лікування кожного з учасників лікувального процесу [236, 237].

Яскравим та показовим прикладом важливості оцінювання якості ортопедичного лікування не лише за клінічними ознаками, а й за суб'єктивними критеріями, може бути оцінка віддалених результатів протезування нейлоновими знімними ортопедичними конструкціями за результатами опитування та анкетування пацієнтів, наведена Н.В. Чирковою, (2003) [238]. Не дивлячись на велику кількість значних недоліків таких протезів, серед яких були: втрата чи зміна кольору, втрата фізичних властивостей, значна адсорбція органічних сполук, оцінка якості протезування самими пацієнтами була дуже високою через швидке звикання до протезів та комфортність користування ними.

Цікавим на наш погляд є умовний розподіл результатів лікування, запропонований швейцарськими лікарями та науковцями на «добрий», «задовільний» та «незадовільний» результат. При цьому добрий результат відповідає абсолютному досягненню поставленої мети, задовільний результат потребує переробки протеза, а незадовільний – вимагатиме негайного виготовлення нової конструкції з паралельним лікуванням ускладнень [239, 240].

Подібний підхід до визначення результатів лікування повної адентії повними знімними протезами з акрилової пластмаси демонструвала у своїй роботі Н.В. Кричка, (1999). Автором створена та запропонована до широкого практичного застосування система тестів – ознак комплексної оцінки якості повних знімних протезів під час їх виготовлення, котра складається з чотирьох взаємозалежних груп, де кожна група має п'ять тестів – ознак [241]. Важливим є той факт, що кожний тест – ознака, це є запитання одночасно поставленого позитивної та негативної оцінки якості конструкції протеза. Загальна оцінка щодо користування повними знімними протезами проводилася за трибальною системою, а саме: «задовільно» - 3 бали, «погано» - 2 бали та «дуже погано» - 1 бал. Задовільне користування протезами спостерігалось у хворих, які не висували будь-яких скарг, а конструкції відповідали загальновідомим клініко-

лабораторним вимогам. Погане користування протезами – це випадки, коли хворі були вимушені звикати та пристосовуватися до певних незручностей, а конструкції протезів мали недоліки, що повинні були бути усунені. Нарешті, дуже погану оцінку отримували ортопедичні конструкції, що взагалі не дали можливості користуватися ними через низку значних недоліків.

За підсумками оцінок якості протезів згідно з результатами усіх тестів – ознак, було визначено, що загальна кількість балів при задовільному користуванні протезами відповідає значенню від 40 до 60, кількість 30-40 балів відповідає незадовільній якості протезування, і сума балів менша за 30 свідчила про те, що хворі не користуються протезами взагалі.

Грунтовний аналіз якості ортопедичного лікування пацієнтів, пов'язаного з виготовленням незнімних протезів, проведений О.О. Альошиною (2011) [242] продемонстрував наступні закономірності: бальне оцінювання якості ортопедичного лікування серед лікарів однозначно продемонструвало підвищення якості виготовлення коронок та мостоподібних конструкцій у 3,56 та 4,41 рази відповідно, за умови жорсткого дотримання протоколу ведення хворих з частковою відсутністю зубів. Автором запропоновано критерії кількісної оцінки якості незнімного протезування за бальною шкалою, відповідно до якої кількість балів від 1 до 5 свідчить про необхідність корекції протеза або її заміни, а кількість балів 5 та більше – про заміну конструкції з можливим її подовженням або вибором іншого альтернативного способу протезування. Ретельний аналіз якості ортопедичного лікування у групі порівняння дав наступні результати: недоліками незнімного протезування є невиправдане розширення показань до незнімного варіанту протезування – у 42,8%; тріщини та сколи покриття протезів – 15,3%; порушення крайового прилягання коронок до опорних зубів – 41,7%; запалення маргінального пародонту навколо опорних зубів – 30,8%; зміни у пері апікальній ділянці опорних зубів – 42,8%; помилки, що пов'язані з відновленням опорних зубів – 23,8%. Автором зауважено про те, що загальна кількість помилок у групі порівняння у 21 раз більше ніж у дослідній.

Особливе місце у комплексі заходів по визначенню рівня якості життя стоматологічних пацієнтів займає анкетування із застосуванням методів опитування таких як: ОНІР – 14, та SF-36, про що свідчать результати наукових робіт останніх років [243, 244, 245, 246]. Зазначимо, що вищезазначені схеми опитування торкаються не лише суто клінічних аспектів якості стоматологічного лікування, а й соціально – психологічної складової цієї проблеми, адже до параметрів «якості життя» у таких схемах відносять: фізичне функціонування, ролеве фізичне функціонування, біль, загальне здоров'я, життєздатність, соціальне функціонування, ролеве емоційне функціонування, психічне здоров'я.

Таким чином, можна стверджувати, що проблема оцінки якості ортопедичного лікування знаходиться у площині пошуку нових, а також вдосконалення вже відомих медико-економічних, структурно-організаційних та інших стандартів. Слід зазначити, що головне призначення таких стандартів – визначення меж, повноти та достатності виконаних процедур, та виготовлених стоматологічних ортопедичних конструкцій [247, 248].

Застосовуючи окремі вищезазначені підходи та критерії, вітчизняні лікарі – стоматологи виявляють причини ускладнень та створюють алгоритми дій для запобігання подібних негативних помилок та їхніх наслідків у подальшій роботі. Так, наприклад Северінова С.К. (2012) та співав. оцінювали якість виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій за сукупністю суб'єктивних (скарги пацієнтів) та об'єктивних (індексна та інструментальна клінічна оцінка протезів) показників [249].

М.В. Тимошенко (2003) у своїй дисертаційній роботі запропонувала поперше - визначити критерії оцінки якості заміщуючи конструкцій, що були виготовленні за відбитками різних видів, а по-друге - за обраними критеріями оцінювання якості протезів у клінічних умовах визначити пріоритетний метод отримання відтисків та вид відтискного матеріалу для конкретної клінічної ситуації та обраної конструкції зубного протеза [250]. В якості контролюючих методів автором було застосовано: метод неруйнівного контролю за допомогою рідкого силікону, оціночне тестування якості ортопедичних

конструкцій при контрольному огляді, хронометрію клініко – лабораторних етапів виготовлення ортопедичних конструкцій. Результатом роботи було визначення факторів диференційного вибору відбиткового матеріалу та методу отримання відбитків у залежності від низки факторів, до яких автор відносить: фізико – механічні властивості відбиткових матеріалів (швидкість усадки, точність відображення, остаточна деформація відбитка); точність та тривалість тієї чи іншої методики отримання відбитку; місцеві фактори - протяжність дефекту, кількість опорних зубів, наявність піднутрень через нахил зубів. Наведені фактори дозволили створити таблиці відповідності матеріалів та методик до конкретної клінічної ситуації [251, 252].

Ще одним прикладом комплексної клінічної оцінки результатів ортопедичного лікування є аналіз успішності лікування із виготовленням тимчасових суцільно пластмасових конструкцій за технологією CAD/CAM, проведений В.І.Перевозніковим (2012) [253]. На першому етапі автор запропонував паралельне анкетування пацієнтів та лікарів за результатами протезування. Наступним етапом було індексне визначення стану тканин пародонту, кількісна оцінка ясеневі рідини та якість крайової адаптації конструкцій. На завершальному етапі автором проведено аналіз економічної рентабельності та фінансової доступності запропонованого методу у порівнянні з альтернативними. Приведені підходи до оцінювання якості ортопедичних конструкцій є розпорошеними і за своєю формою нагадують окремі авторські методики, що потребують переосмислення та систематизації.

Таким чином, підсумовуючі дані, що були наведені вище, ми можемо стверджувати про значну актуальність системного аналізу оцінок, прийнятих у вітчизняній ортопедичній стоматології. До факторів, що збільшують актуальність вищезгаданої проблеми можна віднести: розвиток ринкових відносин в Україні, посилення правових та фінансових відносин між пацієнтами та лікарями, впровадження систем обов'язкового та добровільного страхування, підвищення зацікавленості юридичних структур у захисті прав пацієнтів, відсутність єдиних стандартів надання ортопедичних послуг населенню.

Відомо, що в нашій державі значно зросла кількість конфліктних ситуацій у яких приймають участь не тільки зацікавлені сторони, а й різноманітні експертні та страхові організації. Це зумовлює необхідність створення об'єктивної шкали оцінювання якості ортопедичного лікування, особливо, якщо врахувати думку деяких авторів про те, що у сучасних умовах іноді дуже важко провести межу між клінічно обґрунтованою необхідністю виконання того чи іншого виду робіт та бажанням отримати максимальний економічний ефект від надання послуги [254, 255, 256].

Попередній аналіз літератури демонструє необхідність спеціальної наукової розробки та обґрунтування системи оцінювання, адже її відсутність створює умови до запуску порочного ланцюга помилок, який у стислому вигляді можна уявити наступним чином. Велика кількість клінічних проявів стоматологічної патології та індивідуальність показників норми та можливого перебігу цих процесів у пацієнтів на першому етапі призводять до помилок у встановленні діагнозу, через неповне обстеження та отримання хибних даних. Це у свою чергу призводить до побудови помилкових схем лікування та проведення його у невідповідності до реального необхідного обсягу.

Одночасно слід акцентувати увагу на збільшенні інформованості пацієнтів щодо якості їх лікування, проводячи порівняльні паралелі «до» та «після» лікування, оскільки багато з критеріїв якості ортопедичного лікування для пацієнтів можуть здаватися несуттєвими або бути непомітними. Проблема створення єдиної системи оцінювання для ортопедичної стоматології розглядається у роботі С.М. Андрєєвої (2004) [257]. Автор провів ретельний аналіз та систематизацію критеріїв та показників, що існують на сьогодні у ортопедичній стоматології із врахуванням наукових, законодавчо-правових та соціально – економічних вимог до оцінювання якості ортопедичних конструкцій. При цьому було проведено аналіз існуючих помилок з позицій системності та кваліметрії, проаналізовано роль оцінок та їхню адекватність та об'єктивність, враховуючи варіабельність клінічного перебігу ортопедичної патології, приведено систему оцінювання до загально – державних стандартів. Важливо від-

мітити, що за результатами проведеного дослідження автор визнав факт суттєвої невідповідності існуючих систем оцінювання у ортопедичній стоматології жорсткій системі загальної стандартизації. Суттєвим фактом при цьому є відсутність відповідності критеріїв оцінювання на діагностичному етапі до аналогічних критеріїв на етапах лікування.

У більшості випадків оцінювання якості ортопедичного лікування знаходиться у прямій залежності від власного досвіду та суб'єктивної точки зору лікаря, а це у свою чергу зумовлює нечіткість та розмитість 15% критеріїв. Об'єктивність 54% критеріїв за думкою автора взагалі можна поставити під сумнів. До суттєвих проблем також можна віднести відсутність чітких оціночних схем у медичній документації, відсутність алгоритму оцінювання результатів ортопедичного лікування «конфліктних» пацієнтів та визначення економічної виправданості максимального рівня оцінок вище яких застосування додаткових методів обстеження та діагностування може вважатися помилковим [258].

За даними О.О. Альошиної (2011) [259] проведене соціологічне опитування лікарів – стоматологів та завідуючих ортопедичними відділеннями лікувальних закладів показало, що серед основних причин зниження якості ортопедичного лікування є: недостатній рівень кваліфікації спеціалістів, низький рівень правової освіти, проведення лікувально – діагностичних заходів не у повному обсязі. З іншого боку, аналіз структури скарг пацієнтів за 15 років, проведений автором показав, що 38% з них пов'язані з низьким рівнем організації роботи, а 68% - з неякісним наданням стоматологічної допомоги через відсутність комфортної атмосфери, та застарілої чи недостатньої матеріально – технічної бази клініки.

1.3.2. Клінічні та лабораторні методи аналізу якості ортопедичного лікування

Багатоетапне ортопедичне лікування передбачає можливість контролю та оцінки якості на всіх проміжних етапах виготовлення протеза. Одним із таких ключових етапів є отримання прецизійного відбитка. Саме якість відбит-

ків дозволяє досягти максимальної відповідності виготовленої конструкції до ситуації у порожнині рота [260, 261].

Показовою у цьому контексті є робота М.А. Мурадова (2004) у якій проводилася порівняльна оцінка розмірної точності гіпсових моделей при отриманні відбитків із різних матеріалів. При цьому порівняння відбитків отриманих у клінічних умовах проводилося з оглядом на отримання експериментальної моделі, на якій вимірювалася можлива глибина проникнення матеріалу у зубо-ясенну борозенку за «ідеальних» умов «сухої» порожнини рота. На наступному етапі своєї роботи автор вивчав аналогічний показник за умови «вологої» порожнини рота. Результатом цього дослідження стала комплексна оцінка впливу відбиткового матеріалу та методу отримання відбитку на глибину проникнення корегуючого матеріалу у зубо-ясенну бороздку. Також у вищевведеній роботі продемонстровано взаємозв'язок між ступенем в'язкості матеріалу та його здатності до глибокого проникнення у зубо-ясенний простір.

На лабораторно – експериментальному обґрунтуванні застосування нових відбиткових матеріалів побудовано більшість із вітчизняних та закордонних робіт, присвячених проблемі пошуку та вдосконалення допоміжних матеріалів для отримання відбитків. Так, Василенко А.В., (2006) підкреслила важливість створення та впровадження у клінічну практику вітчизняних матеріалів, які б могли вдало конкурувати із занадто затратними закордонними зразками, і при цьому мати відмінні прецизійні властивості [262, 263]. Саме тому автором було сформульовано завдання обґрунтувати ефективність нового відбиткового силіконового матеріалу групи А. Результатом цієї роботи було створення оптимальної рецептури А – силікону. Особливу увагу слід звернути на методи лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей запропонованого матеріалу серед яких: визначення кінцевої твердості по Шору, визначення відносного подовження при розриві, визначення залишкового подовження після розриву, визначення напруження при заданому подовженні, визначення усадки через 24 години, визначення компресійної усадки. Отримані фізико – механічні характеристики дослідних матеріалів було проаналізовано

на відповідність до вимог ГОСТу та нормам стандартів ISO. Важливим етапом дослідження нового відбиткового матеріалу є його клінічна апробація, за результатами якої проводиться анкетування лікарів за певним переліком експлуатаційних характеристик [264, 265].

Подальші наукові дослідження забезпечили нові можливості оцінювання якості відбиткових матеріалів. Прикладом такого комплексного клініко – експериментального аналізу може бути робота Колодіної Р.Л., (2010) [266]. На експериментальному етапі роботи автором було створено ситуаційну модель, розміри якої вимірювалися методом мікрометрії. Після отримання надміцних високоточних моделей проводилося їх сканування з отриманням віртуальної 3D візуалізації. За допомогою спеціальної обчислювальної програми були отримані точні розмірні дані, які співставлялися з попередніми даними мікрометрії. Клінічна частина роботи передбачала зняття відбитків різними матеріалами у 7 пацієнтів з подальшим виготовленням їм мостоподібних металокерамічних протезів.

Не менш важливим є аналіз якості відбитків у період часу до виготовлення робочої моделі, адже необхідні процедури дезінфікування та зберігання відтисків можуть значно вплинути на їх розмірну точність, а відповідно – на прецизійну точність самої ортопедичної конструкції. Одним із таких досліджень є робота Узбекова Р.М., (2008) в якій автор вивчав вплив НВЧ випромінення на фізико – механічні характеристики силіконових відбиткових матеріалів за вказаними вище параметрами та ознаками [267].

Для комбінованих ортопедичних конструкцій на основі металевих сплавів логічним є ретельне вивчення якості каркасу, від якої безперечно буде залежати якість результату протезування в цілому. У узагальненому вигляді такі дослідження зосереджуються на основних напрямках наукових пошуків, а саме: вивчення фізико – механічних властивостей нових сплавів, які пропонуються до впровадження; дослідження, що стосуються можливостей адгезії облицювальних матеріалів до металевої поверхні; вивчення антикорозійних властивостей сплавів; вивчення біосумісності сплавів. Прикладом подібного підходу може

бути дослідження Д.В. Сопоцинського (2014), мета якого полягала у лабораторно – експериментальному обґрунтуванні застосування нового сплаву благородних металів на основі золота для виготовлення каркасів металокерамічних зубних протезів [268]. На першому етапі визначалися всі фізико – механічні характеристики нового сплаву, відповідно до ГОСТу ISO. Були отримані показники температурного інтервалу плавлення сплаву та його коефіцієнт лінійного термічного розширення, визначалися щільність та твердості сплаву за Вікерсом та значення умовної межі плинності та відносного подовження сплаву. Порівняння міцності зчеплення поверхні відлитої металевих зразків з керамічним покриттям проводилося за методикою Швикерата. Стійкість зразків до втрати дзеркальності поверхні вивчали шляхом циклічного занурення у ванну із розчином сульфату натрію та підігрівом до 23⁰С. За результатом дослідження проводилася мікроскопія з визначенням ділянок корозії, помутніння та плям. З метою ретельного визначення антикорозійних властивостей автором було запропоновано комплекс, який передбачав: вольтамперометрію, рентгенівський спектральний мікроаналіз, атомно-емісійну спектроскопію. При цьому, у якості рідини використовувався розчин штучної слини за стандартом ISO. Крім того, проводилися вимірювання токсичності дослідного сплаву шляхом визначення гемолітичної активності згідно зі стандартами ISO. Безумовно, якість металевого каркасу буде залежати не тільки від рецептури сплаву, а й від технологічних особливостей його заливки. Цьому технічному аспекту проблеми прецизійного стоматологічного лиття присвячено достатньо наукових досліджень, серед яких можна відмітити роботу Ю.І. Сухорєбського (2009), присвячену проблемі підвищення клінічної ефективності лікування хворих з дефектами зубних рядів суцільнолитими зубними протезами шляхом обґрунтування вибору сплаву металу та методу лиття [269]. В якості завдань автором сформульовано необхідність вивчення ускладнень, що спостерігаються у хворих з подібними ортопедичними конструкціями, аналіз впливу металевих конструкцій, отриманих за різними методами на властивості ротової рідини, та визначення різних методів лиття на мікроструктуру та корозійну стійкість металевих плавів. Фазові та структурні дослі-

дження зразків сплавів металів проводилися із застосуванням методів рентгєнївської дифракції та скануючої атомно – силової мїкроскопїї. Спираючись на отриманї результати, автор стверджує, що найбільш поширеними ускладненнями лиття металевих конструкцій непроливка деталей, а найменш поширеним ускладненням є поломка металевої конструкції. Важливим висновком наведеної вище роботи стало констатування факту взаємозв'язку між способом лиття та ступенем шорсткості металевої поверхні та її антикорозійними властивостями.

Таким чином, методи оцїнювання якості допомїжних та основних конструкційних матеріалів знаходяться у прямїй залежності від складу та властивостей зубо-технічних матеріалів, від мети дослідження та матеріально – технічних можливостей закладу, у якому проводиться подібна робота.

Майже всі літературні відомості щодо визначення та порівняння властивостей зубо-технічних матеріалів передбачали великий комплекс експериментальних, лабораторних та клінічних методів, який потребує подальших впорядкування та систематизації.

Традиційно, відповідно до виду ортопедичної конструкції лікарями обираються доступні в умовах клінічної практики методи оцїнювання якості протезування та виявлення ускладнень. Наприклад, результати протезування дефектів зубів у фронтальному відділі щелеп за допомогою вінірів були визначені у вигляді наступного алгоритму [270, 271, 272]: оцїнювання естетичного результату з точки зору відповідності кольору конструкції кольору оточуючих тканин, крайове прилягання конструкції за критеріями крайової адаптації, ретенції, крайової проникливості та ознакам розвитку вторинного карієсу, визначення життєздатності зубів, визначення частоти переломів конструкції, задоволення пацієнтів результатом протезування [273, 274].

За результатами роботи всі результати протезування були розподілені на «прийнятні» та «неприйнятні, або ті, що потребують переробки.

1. Якість відновлення твердих тканин зубів при проведенні терапевтичного лікування аналізувалася у роботі Н.Н. Бондаренка (2007) [275]. При цьому комплекс оцїнювання якості передбачав: клінічну оцїнку якості терапевтич-

ного стоматологічного лікування: якість відновлення контактного пункту із сусіднім зубом, якість відновлення оклюзійних контактів із зубами - антагоністами, відповідність кольору реставрації, якість полірування поверхні реставрації, нависання країв реставрації, неякісне прилягання країв реставрації до твердих тканин зуба; аналіз рентгенограм: якість реставрацій, якість ендодонтичного лікування зубів; аналіз якості ведення медичних карт стоматологічного хворого: повнота заповнення, точність заповнення, розбірливість заповнення. У результаті проведеного дослідження, автором зроблено висновок про невідповідність існуючої системи відомчого та позавідомчого контролю якості надання стоматологічних послуг вимогам об'єктивності та незаангажованості. Відзначається, що відсутність на сьогодні нормативно – правової бази, яка б регламентувала незалежну експертизу стоїть на заваді реалізації пацієнтами своїх прав на об'єктивне оцінювання якості стоматологічного лікування [276, 277].

Наявність у ортопедичній конструкції в якості конструкційного матеріалу металевого сплаву або присутність у порожнині рота декількох сплавів одночасно, ставить питання про необхідність проведення потенціометрії, адже саме прояви гальванозу за даними літератури можна вважати чи не найбільш загрозливим ускладненням під час користування зубними протезами. Наприклад, у роботі Т.Ф. Даніліної (2012) за результатами обстеження 191 пацієнта з наявними у порожнині рота металевими включеннями – незнімними зубними протезами продемонстровано потенційну можливість розвитку гальванозу як у пацієнтів з ортопедичними конструкціями на основі благородних металів, так і при наявності у конструкціях неблагородних сплавів [278]. У рамках виконання наведеної вище роботи використовувалися наступні методи: загально – клінічні методи - огляд, збір анамнезу, пальпація, перкусія зубів, рентгенографія, лабораторний аналіз крові; специфічні методи: потенціометрія, дослідження рН ротової рідини, контактна термометрія, мікробіологічне дослідження.

Методи дослідження та оцінки можуть знаходитися у прямій залежності не тільки від конструкції, а й від її локалізації у порожнині рота. Так, заміщення дефектів верхнього зубного ряду знімними або незнімними ортопедичними

конструкціями ставить перед лікарем проблему відновлення дикції, що у свою чергу, потребуватиме використання специфічних методів оцінювання, що було добре висвітлено у роботі О.О. Бізяєва (2009), в якій окрім стандартних загально – клінічних методів було застосовано методики спектрографії та сонографії фонограм записів вимовляння пацієнтами відповідних звуків [279].

Дані наукової літератури останнього часу свідчать про надзвичайно велику актуальність проблеми створення інтегральної системи контролю якості ортопедичного лікування. При цьому вказується на відсутність інтегральних загальноприйнятих критеріїв оцінки якості замісних конструкцій та якості ортопедичної стоматологічної допомоги в цілому [280, 281, 282].

І найголовніше, - засоби та методи більш детального оцінювання протезів та їхніх взаємовідносин з тканинами протезного ложа до яких можна віднести: функціональні проби, електроміографію, полярографію, доплерографію, ехоостеометрію, реографію, рентгенографію, імунологічні та гістохімічні аналізи надають змоги використовувати їх у повсякденній ортопедичній практиці, тому вони є прерогативою наукових досліджень у спеціалізованих лабораторіях, науково – дослідних інститутах та вищих навчальних закладах. Саме тому завданням сучасної ортопедичної стоматології є створення доступних та нескладних і водночас – високоінформативних критеріїв оцінювання у рамках інтегрованої системи для клінічної експертизи якості зубних протезів у практичній діяльності лікарів – стоматологів. Так, наприклад, Трезубов В.В., (2012) запропонував методологічну базу для подальшої розробки системи оцінювання якості ортопедичної допомоги, а також з метою її поліпшення [283]. При цьому автором були використані наступні елементи: клінічні: опитування та безпосереднє спостереження; клініко – інструментальні: клінічна оцінка ефективності жування та мовлення, а також методика дескримінаційної чутливості слизової оболонки, авторської розробки); клініко – соціологічні: анкетування із застосуванням модифікованого посібника для опитування Wolforts, 2006; застосування шкали впливу протезування на якість життя SF-36, авторські посібники для опитування по якості зубних та щелепних протезів для пацієнтів – КОСП-18П,

для лікаря – КОСП-9П, зубного техника – КОСП-33Т; клініко – експертні: система інтегрального критеріального оцінювання якості протезування власної розробки «ТРЕМИ»; гігієнічні та пародонтальні індекси; метод хронометражу. Особливістю розробленої системи «ТРЕМИ» є те, що вона складається з трьох блоків: облігатного (обов'язкового), основного та додаткового (факультативного). При цьому елементи облігатного блоку (оцінка якості діагностики, оцінка якості підготовки до протезування, оцінка якості протезування, оцінка ускладнень, оцінка процесу надання допомоги та якості лікувального процесу) повністю характеризують якість виготовленні протезу за умови отримання позитивного результату [284].

1.4. Гіпотеза дослідження.

Проведений аналіз літературних джерел дозволяє стверджувати про неаби яку актуальність проблеми підвищення якості ортопедичного лікування стоматологічних пацієнтів. Особливо слід наголосити на тісному взаємозв'язку між клініко – технологічними (обґрунтованому доборі зубо-технічних матеріалів) та медико - психологічними факторами лікування.

Велика кількість запропонованих систем та алгоритмів оцінювання в ортопедичній стоматології сприймається як окремі спорадичні авторські спроби узагальнення. Але, на жаль суттєві відмінності у складових цих систем та алгоритмів не спрощують їх сприйняття та розуміння при обґрунтуванні конструкції протезу та вибору зубо-технічного матеріалу, не наближають до широкого практичного впровадження. А реалії ортопедичної служби в Україні сьогодні вимагають негайного створення та впровадження єдиної адаптованої загальнодержавної системи оцінювання якості стоматологічного ортопедичного лікування, яка б повністю задовольняла як лікарів так і пацієнтів.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Концептуальна модель програми дослідження

Виконання основних задач дослідження здійснено із застосуванням методів, що базувались на спеціально опрацьованій нами програмі, яка складалась із наступних основних етапів:

- на першому етапі, на основі проведення клініко-популяційного аналізу безпосередніх, віддалених результатів ОЛ та клініко - технологічної якості ОК виконано шляхом обстеження репрезентативної сукупності пацієнтів, яким у 10 ЛПЗ 75 лікарями та 103 зубними техніками було виготовлено 68391 ЗП. Для виконання цієї задачі опрацьована спеціальна картка (форма НДР-03); аналізувалися результати безпосереднього огляду пацієнтів та експертної оцінки ортопедичної конструкції, виконано аналіз медичних карток стоматологічних хворих (Ф №043/о) за період 2006-2010 рр.;

- на другому - проведено порівняльний багатофакторний кваліметричний аналіз на прикладі 51 ЗТМ вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 13110 лабораторних досліджень): відбиткових матеріалів, облицювальних матеріалів для незнімних конструкцій, акрилових пластмас для тимчасових конструкцій та інших конструкційних і допоміжних матеріалів; а також, оцінка клініко-технологічної якості цих ЗТМ за єдиною методикою;

- на третьому - досліджена система удосконалення якості лікування хворих із застосуванням ОК за рахунок оптимізації клініко-лабораторного етапу їх виготовлення і обґрунтованого добору ЗТМ з різним рівнем комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» (10206 клініко-технологічних варіантів), для чого за результатами клініко-лабораторних досліджень базових фізико-

механічних властивостей ЗТМ для кожної із конструкцій опрацьовані «Карти оптимальної технологічної відповідності»;

- на четвертому - розроблено та апробовано алгоритми обґрунтованого добору ЗТМ для виготовлення конкретних ОК і опрацьовано «Професійну клінічну систему добору зубо-технічних матеріалів», з використання якої обрано 40 варіантів з альтернативними рівнями комплаєнтості;

- на п'ятому - виконано ортопедичне лікування 271 пацієнта з обґрунтованим добором системи «матеріали-конструкція» і виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування різними типами конструкцій зубних протезів (ПК – 50, МПП – 87, ЧЗПП – 55, ПЗПП - 51) за індикативними показниками стану РП.

2.2. Клініко-популяційний аналіз безпосередніх, віддалених результатів та клініко-технологічна оцінка ускладнень при лікуванні пацієнтів ортопедичними конструкціями

На першому етапі виконання програми дослідження застосовано вивчення клініко - технологічної якості ортопедичних конструкцій зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва, що здійснено за комплексною програмою (рис. 2.1) наступних видів протезів: 20329 штучних коронок (пластмасові – 13304 од; комбіновані по Белкіну, Бородюку, Ахметову – 7025 од), 15621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9789 од; комбінованих – 5832 од), 23538 пластинкових протезів (часткових – 11340 од; повних – 12190 од) та 8903 бюгельних протезів (з фіксуючими елементами у вигляді кламерів системи Нея – 7100 од та з замковою фіксацією – 1803 од).

Критеріями оцінки якості конструкцій зубних протезів у ранньому (до 24 міс клінічної експлуатації) та віддаленому (понад 24 міс клінічної експлуатації) періодах вибрані наступні індикатори: зміна кольору, наявність тріщин, розцементування, поломка конструкції, порушення її форми за рахунок стирання, тріщини базису, порушення фіксації знімних протезів.

Об'єкт дослідження: Процес забезпечення якості на етапах ортопедичного лікування, добору матеріалів та технології виготовлення ортопедичних конструкцій	Предмет дослідження: конструкційні та допоміжні зубо-технічні матеріали на етапах лікування пацієнтів різноманітними конструкціями зубних протезів			
Мета: обґрунтування шляхів підвищення якості лікування за рахунок інноваційних розробок у галузі вітчизняного стоматологічного матеріалознавства, оптимізації добору конструкційних та допоміжних матеріалів				
Виконати апробацію технології клінічного моніторингу якості та ефективності лікування за клініко-технологічними показниками	Визначити систему критеріїв та оцінити ефективність удосконаленої технології добору допоміжних та конструкційних матеріалів при ортопедичному лікуванні стоматологічних хворих	Обґрунтувати систему удосконалення якості лікування за рахунок оптимізації клініко - лабораторного етапу їх виготовлення і комплаєнтності конструкційних та допоміжних матеріалів	Виконати порівняльний багаточинний кваліметричний аналіз конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів вітчизняного та імпорного виробництва за показниками міжнародних стандартів ISO	Вивчити безпосередні, віддаленні результати та клініко-технологічну оцінку якості лікування хворих із застосуванням ортопедичних зубних конструкцій
клініко - аналітичний, статистичний	клінічні, біохімічні, статистичні	лабораторний, статистичний, інформаційний	експериментально-лабораторні, інформаційні	клінічні, статистичний, кореляційний
тематичні картки та ф.043/о	система із 10206 комплаєнтних варіантів	протоколи лаб. дослідження матеріалів	протоколи лаб. дослідження матеріалів	тематичні картки та ф.043/о
пацієнти – 271: ПК – 50, МПП – 48, БП – 87, ЧЗП – 55, ПЗП - 51	40 варіантів з різним рівнем комплаєнтності	10206 комплаєнтних варіантів	13110 протоколів 51 зубо-технічний матеріал	68391 конструкцій 10 ЛПЗ, 75 - лікарів. 103 - техніків

Рис.2.1. Основні компоненти програми комплексного дослідження

Формою інформаційного забезпечення дослідження стали результати експертної оцінки, що виконана по картах амбулаторного пацієнта (ф.043/о) 10 лікувально-профілактичних закладів Харківської області: загальна кількість проаналізованих конструкцій зубних протезів – 68391 од; загальна кількість лікарів - ортопедів - стоматологів склала 75 осіб, зубних техніків – 103 особи.

Критеріями оцінки якості конструкцій зубних протезів у ранньому (до 24 міс клінічної експлуатації) та віддаленому (понад 24 міс клінічної експлуатації) періодах вибрані наступні індикатори: зміна кольору, наявність тріщин, розцементування, поломка конструкції, порушення її форми за рахунок стирання, тріщини базису, порушення фіксації знімних протезів.

Наведене дозволило при виконанні дослідження урахувати основні закономірності щодо структури ортопедичних конструкцій, впливу кваліфікації лікарів та зубних техніків на частоту та характер показників зниження якості конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації [285].

Для кожної із конструкцій зубних протезів по визначеним індикаторам оцінки якості розраховувалися абсолютні та відносні показники, зокрема середньозважений показник частот для кожної із ознак зниження якості (у відсотках до загальної кількості даного виду ортопедичної конструкції ($P \pm m$) %), а по кожному виду зубних протезів визначався індекс клініко – технологічної якості конструкції (співвідношення кількості конструкцій зі зниженою якістю до загальної кількості ознак зниження їх якості - $I_{ТЯ}$); також, по кожному із видів зубних протезів розрахований рівень експлуатаційної якості конструкції ЕЯК (питома вага зубних протезів, придатних для клінічної експлуатації).

2.3. Методи лабораторних досліджень та доклінічних випробувань

На другому етапі виконання програми дослідження застосовано комплекс порівняльного багатофакторного кваліметричного аналізу на прикладі 51 ЗТМ вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 13110 лабо-

раторних досліджень): відбиткових матеріалів, облицювальних матеріалів для незнімних конструкцій, акрилових пластмас для тимчасових конструкцій та інших конструкційних і допоміжних матеріалів; а також, оцінка клініко-технологічної якості цих ЗТМ за єдиною методикою [286].

Дослідження фізико-механічних та клініко-технологічних властивостей, передбачених вимогами ISO, проведено в умовах акредитованої у системі УКР-СЕПРО та ліцензованої науково-дослідної лабораторії АТ «Стома», експертні висновки та одержані показники прямих вимірювань враховані нами в процесі виконання комплексної програми дослідження за наступними параметрами: визначення деформації при стискуванні, напруги вигину, ударної в'язкості, опору стирання полімеризату, рівня залишкового мономеру, водопоглинення матеріалів, мікротвердості, оцінка мікропористості, часу набухання експериментального зразка, твердості та конічної точки текучості за Хепплером, часу структуризації лакової плівки, показників міцності адгезивного зв'язку лакової плівки з металевою поверхнею, показників міцності адгезивного зв'язку лакової плівки з акриловими пластмасами, часу змішування, часу твердіння, адгезії до металу/дентину, робочого/загального часу, консистенції, відновлення після деформації, лінійної усадки, міцності при стискуванні, відносного подовження.

2.3.1. Визначення деформації при стискуванні

Деформація стисненням (S , %) матеріалів для виготовлення акрилових базисів досліджена на 60 спеціально виготовлених експериментальних зразках. Зразки для випробувань виготовляли наступним чином: високоточну форму з неіржавіючої сталі висотою $(6,0 \pm 0,2)$ мм та діаметром $(4,0 \pm 0,1)$ мм, попередньо змазавши силіконовою рідиною та розмістивши на плоскій горизонтальній скляній пластинці, заповнювали попередньо виготовленою масою в тістоподібній стадії. Зверху розміщали іншу скляну пластинку, якою видавлювали лишки матеріалу; скляні пластини прокладали целулоїдною плівкою (ГОСТ 7730).

Перед випробуванням зразки полімеризували за інструкцією заводо-виготівника. Пластмаси гарячої полімеризації – на водяній бані при температу-рі $(99,3 \pm 1,0)^{\circ}\text{C}$ впродовж $(45,0 \pm 1,0)$ хв., пластмаси холодної полімеризації в по-лімеризаторі «POLIMER C+B» при температурі $(55,3 \pm 1,0)^{\circ}\text{C}$ впродовж $(25,0 \pm 1,0)$ хв. Після чого зразки встановлювали на робочу поверхню апарату “П-3”, індикатор виставляли на «0» та фіксували положення штоку; зразок роз-міщували на робочій поверхні апарату; вимірювали первісну висоту зразка h (мм), чинячи на нього тиск з первісним навантаженням 932 Н у відповідності до ТУ. Після зняття навантаження вимірювали висоту зразка h_2 (мм). Результати досліджень реєстрували у стандартизованому «Протоколі визначення деформа-ції стиснення експериментальних зразків акрилового матеріалу гарячої або хо-лодної полімеризації», загальна кількість проб складала 60. Ступінь деформації стиснення (S , %) розраховували за формулою $S=100((h_1-h_2)/h)$; показник S для конкретного матеріалу розраховували як середню арифметичну величину [287].

2.3.2. Визначення напруги вигину

Визначення напруги при вигині досліджували наступним чином. Готу-вали 60 зразків для випробувань. Покривали одну з пластинок розміром $(30 \times 30 \times 2)$ мм, поліефірною плівкою і зверху накладали роз’ємну форму.

Закладали у форму полімерний матеріал, приготований згідно вимогам, що до такого матеріалу, з невеликим надлишком, не залишаючи в ній пухирців повітря, накривали поліефірною плівкою і іншою пластинкою. Потім обережно видавлювали надлишок матеріалу гвинтовим затиском. Полімеризували відпо-відно до обраного режиму. Відділяли зразок від форми, видаляли облой і збері-гали в дистильованій воді (за ДОСТ 6709-77) в термостаті при $(37 \pm 2)^{\circ}\text{C}$. Через 24 ч від початку приготування випробовуваних зразків вимірювали мікромет-ром (за ДОСТ 6507-90) ширину і висоту зразків з точністю до 0,01 мм. Потім зразок встановлювали на столик машини для іспитів типа AS-102 (діапазон ви-мірювань 0-2,45 кН). Прикладали навантаження при постійної швидкості руху

траверси ($1\pm 0,2$) мм/хв або при швидкості напруження (50 ± 16) Н/хв до тих пір, поки зразок не руйнувався.

Пристрій для вигину, складався з двох паралельних опор 2 мм в діаметрі, розташованих на відстані ($20\pm 0,1$) мм, і третього стрижня 2 мм в діаметрі, розташованого в середині між двома опорами і призначеного для навантаження зразка по центру [288].

Підраховували міцність при вигині в МПа по формулі: $B = 3Fl/2bh^2$, де F - максимальне прикладене навантаження, Н; l - відстань між опорами, 20 мм; b - ширина випробовуваного зразка, мм; h - висота випробовуваного зразка, мм. Використовуючи величини міцності при вигині, підраховували модуль пружності при вигині E в МПа по формулі: $E = l^3F_1/4fbh^3$, де F_1 - навантаження у відповідній крапці прямолінійно ділянці графіка, Н; f - прогинання зразка при навантаженні F_1 , мм.

Підраховували результат для кожного зразка. Полімерний матеріал відповідає вимогам, якщо, чотири з отриманих результатів показують не менше ніж 50 МПа. Підраховували в МПа модуль пружності при вигині кожного із задовільних зразків і визначали середнє значення E для трьох значущих цифр; використовуючи отримане середнє значення, підраховували величину N в МПа по наступній формулі: $N = (E * 0,0025) \div 40$, матеріал відповідає вимозі, якщо $B > N$.

2.3.3. Визначення ударної в'язкості

Визначення ударної в'язкості виконували за стандартною методикою. Перед випробуванням зразки (виготовлені за методикою указаною вище) витримували при температурі (37 ± 2)°С ($24,0\pm 1,0$) годин, після чого мікрометром (за ДОСТ 6507-90) виміряли їх товщину і ширину з погрішністю не більш $\pm 0,05$ мм [289]. Визначення руйнуючої напруги при вигині проводили згідно інструкції до копра маятникового МК - 02, межу вимірювання встановлювали від 0 до 40 кг/см. Ударну в'язкість (кДж/м²) обчислювали по формулі: $a = A/Bh$, де

A - робота витрачена на руйнування зразка в Дж; h - висота зразка в см; B - ширина зразка в см.

За результат випробувань приймали середнє арифметичне всіх паралельних значень, якщо розбіжність між ними не перевищує 10%.

2.3.4. Визначення опору стирання полімеризату

Опір стирання полімеризату (β , Дж/мм³) виконано за стандартною та метрологічно вивіреною методикою із застосуванням спеціального пристрою – машини «МІ-2» та у відповідності з ТУ У 24.4 – 00481318 – 020 – 203. При виконанні випробувань забезпечено однакові умови (рівномірність тертя по всій поверхні зразків). Показник опору стиранню обчислювали за формулою $\beta = A/\Delta V$, де $A=2\pi \cdot n \cdot (P_1R+P_2R)= 2R \cdot \pi \cdot n \cdot (P_1+P_2)$. $\Delta V=1000 \cdot ((m_1-m_2)/\rho)$; A – робота тертя, Дж); ΔV - зменшення об'єму зразків, мм; n – кількість обертів диску впродовж терміну випробування; R – відстань від точки підвісу вантажу до центру обертання, яка становила 0,425 м; P_1 – середнє значення прикладеної сили, яке відтворює тертя зразків об стираючу поверхню, Н; P_2 – постійне значення машини, яке становить 0,4 Н; m_1 – маса двох зразків до випробування, г; m_2 – маса двох зразків після випробування, г; ρ – щільність зразків, г/см³.

Результати досліджень реєстрували у стандартизованому «Протоколі визначення рівня опору стирання полімеризату - зразків акрилових матеріалів для базисів знімних конструкцій зубних протезів», загальна кількість проб склала 60.

Опір стирання полімеризату для конкретного матеріалу розраховували як середню арифметичну величину.

2.3.5. Визначення рівня залишкового мономеру

Визначення рівня залишкового мономеру проводили за методом рідинної хроматографії. В якості досліджувального розчину застосовували рідинну витяж-

ку із полімеризату зразків. Визначали орієнтовний вміст ММА в досліджувальному розчині. Поперемінно хроматографують розчин порівняння та досліджувальну пробу, фіксуючи не менш трьох хроматограф для кожного із розчинів [290].

Вміст (ММА) X у витяжці мг/л розраховують по формулі: $X = S_1 \cdot m_0 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 1000 \cdot 100 \cdot k / S_0 \cdot 100 \cdot 100 \cdot 50 = S_1 \cdot m_0 \cdot 2 \cdot k / S_0$, де m_0 – навіска метилметакрилата, взята для приготування розчину порівняння в грамах; S_0 – середня площа піків метилметакрилата, розрахована із хроматограм розчину порівняння; S_1 – середня площа піків метилметакрилата, розрахована із хроматограм досліджувального розчину; k – коефіцієнт розбавлення досліджувального розчину.

Результати аналізу рахуються достовірними, якщо для розчину порівняння виконуються вимоги тесту «Перевірка придатності хроматографічної системи». Результати досліджень рівня залишкового мономеру матеріалів реєстрували у стандартизованому «Протоколі вимірів залишкового мономеру», загальна кількість проб склала 30.

2.3.6. Визначення водопоглинення матеріалів

Рівень водопоглинання (λ , %) для кожного із досліджуваних матеріалів вимірювали не менш як на десяти виготовлених (згідно з ТУ) [291] у спеціальній прес формі зразках у формі дисків діаметром $(20,0 \pm 0,1)$ мм та товщиною $(1,0 \pm 0,2)$ мм; після виготовлення зразки зберігалися у термостаті впродовж 24 год при температурі $(37,0 \pm 2,0)^\circ\text{C}$, після чого зразки переносились до ексикатора, в якому утримувались впродовж 60 хв та, в подальшому, зважені (m_0) з похибкою не більше 0,0001 г. При виконанні випробувань зважені зразки матеріалу занурювались у фізіологічний розчин NaCl на визначений термін - $(24-168)$ год при температурі $(37,0 \pm 2,0)^\circ\text{C}$; після чого зразки діставали із розчину, розміщали на сухій та чистій не ворсистій тканині, висушуючи на повітрі впродовж 15 с та повторно зважували (m_1) з похибкою не більше 0,0001 г через 60 с після діставання з розчину. Показник водопоглинення (λ , %) розраховували за формулою $\lambda = 100 \cdot (m_1 - m_0) / m_0$. По кожному із досліджуваних

зразків, узагальнюючи результат для кожного із матеріалів з урахуванням термінів знаходження зразків у фізіологічному розчині.

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах; дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення водопоглинення акрилового базисного матеріалу»; загальна кількість протоколів – 60. Формула розрахунків $\lambda = 100(m_1 - m_2) / m_1$.

2.3.7. Визначення мікротвердості

Визначення мікротвердості полімеризату (H_{Π} , кг/мм²) виконували за стандартною методикою на приладі з оптичним обліком результату нанесення насічок на поверхні полімеризату за допомогою високоточного алмазу [292]. Зразки полімеризату розташовували на предметному столику приладу та за допомогою окуляра обирали середину відстані від центру зразка до цього краю і фіксували полімеризат. За допомогою системи важелів надавали навантаження на алмаз, яке утримували та одночасно повертали закріпленій на предметному столику полімеризату на 180°, після чого за допомогою окуляр - мікрометра вимірювали довжину діагоналі (насічки) шляхом переміщення вимірювального барабану окуляр мікрометра. Різницю у показниках, помножену на ціну поділки вимірювального барабана реєстрували як показник довжини діагоналі. Показник мікротвердості полімеризату розраховували за формулою: $H_{\Pi} = 1854 \cdot P / C^2$, де H_{Π} – показник мікротвердості; кг/мм²; прикладене навантаження на алмаз в грамах; C – довжина діагоналі, що нанесена алмазом в мікронах.

Результати досліджень вносили до спеціально розробленої первинної форми, загальна кількість проб складала 100.

2.3.8. Оцінка мікропористості

Дослідження мікроструктури поверхні (J_{Π} , шт/пз) та мікропористість ($S_{ст}$, ммк²) матеріалів виконано на бінокулярному стереоскопічному мікроскопі на

зразках, виготовлених згідно до інструкції; показник J_{Π} розраховували як співвідношення кількості пор на мм^2 поверхні зразка полімеризату [293].

Результати досліджень мікроструктури поверхні та мікропористість матеріалів реєстрували у стандартизованому «Протоколі оцінки мікроструктури поверхні експериментальних зразків матеріалу для тимчасових ортопедичних конструкцій», загальна кількість проб склала 60.

2.3.9. Визначення часу набухання експериментального зразка

Випробування проводять при температурі $(22 \pm 3)^\circ\text{C}$. В поліетиленовому стакані розміщували $(10,0 \pm 0,2)\text{г}$ порошку, додавали $(5,0 \pm 0,1)$ мл рідини, включають секундомір, вміст ретельно перемішують скальпелем та закривають кришкою. Час, від начала замішування до моменту зникнення прилипання маси до скальпеля та стінок стакану (коли вона перестає тягтися нитками), рахують часом набухання [294].

Результат випробування є задовільними, якщо час набухання складає від 15 до 50 хвилин.

2.3.10. Визначення твердості та конічної точки текучості за Хепплером

Проведення дослідження виконували наступним чином. Готували по 8 зразків полімеризату у вигляді дисків діаметром $(15,0 \pm 1,0)\text{мм}$ і висотою $(3,5 \pm 0,5)\text{мм}$ із облицювального матеріалу для незнімних конструкцій зубних протезів за вищеописаною методикою. Перед випробування зразки витримували при температурі $(22 \pm 3)^\circ\text{C}$ протягом $(16 \pm 1,0)\text{год}$.

Вимірювання твердості та конічної точки текучості проводили по центру виготовленого зразка. Зразок виймали з води та витирали фільтрувальним папером. Після цього його розташовували на горизонтальній поверхні консистометра Хепплера і обережно опускали загострення конусу на поверхню зразка.

Зразок витримували на протязі (60 ± 5) с. під навантаженням 245 Н (25 кгс) і заміряли глибину проникнення конусу (h) в зразок (показник твердості). Знімали навантаження та після (60 ± 5) с. фіксували за шкалою консистометра глибину проникнення конусу (h) в зразок (показник кінчної точки текучості). Кінчну точку текучості (F) в Мпа визначають за формулою: $F = (4G / \pi(h+0,2)^2) * 9,81$, де G – навантаження, Н (245); h – глибина проникнення конусу в зразок, мм; 0.2 – поправка на загострення конусу, мм; π - 3,14. Примітка: загострення конусу закруглено на 0,2 мм [295].

За результат випробування приймали середнє арифметичне всіх паралельних вимірювань, якщо розбіг між ними не перевищував 10%.

2.3.11. Визначення часу структуризації лакової плівки

Дослідження проводили наступним чином. Для виготовлення зразків брали $(1,0 \pm 0,1)$ г порошку і поміщали в поліетиленовий стакан до нього додавали $(1,0 \pm 0,1)$ мл мономеру, перемішували скальпелем до отримання однорідної маси полімеризату без грудочок.

Пластину, покривали лаком, приготованим за методикою вказаною вище, витримували в сушильній шафі при температурі $(170 \pm 5)^\circ\text{C}$, протягом $(3,0 \pm 0,1)$ хв., після чого охолоджували на повітрі при температурі $(22 \pm 5)^\circ\text{C}$. Подалі на пластину, що була покрита лаком, зверху поміщали лист папіру, зверху накладали гумову пластинку, в середині якої встановлювали вантаж масою $(20,0 \pm 0,1)$ г. Через $(60,0 \pm 2,0)$ с знімали вантаж та гумову пластинку. Лакову плівку вважали достатньо отверділою, якщо лист паперу не прилипатиме до лакового покриття [296].

Результат дослідження вважали задовільним якщо на отвердіння лакової плівки пішло не більш 3 хв. За цих умов ми отримували, однорідну плівку через яку не просвічувала поверхня металу.

2.3.12. Визначення показників міцності адгезивного зв'язку лакової плівки з металевою поверхнею

Це дослідження проводили за допомогою універсальної машини для механічних випробувань AUTOGRAPH, який має діапазон вимірювання 0-12 кН [297].

Методика підготування до випробування. Зразки лаку готували за вищезгаданою методикою. Знежирювали ефіром метиловим метакрилової кислоти робочі поверхні двох пристроїв для визначення міцності і за допомогою пензлика наносили на поверхні тонкий шар зразку лаку. Робочі поверхні пристрою приводили до контакту та фіксували при температурі $(22,0 \pm 3)^\circ\text{C}$ і поміщали до сушильної шафи з температурою $(170 \pm 5)^\circ\text{C}$, на протязі (17 ± 1) хв. Далі пристрої витягали з сушильної шафи та витримували при температурі зовнішнього середовища до їх охолодження. Потім, пристрої поміщали в стакан та заливали дистильованою водою, поміщали до сушильної шафи при температурою $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$ та витримували протягом (23 ± 1) г. Таким чином, виготовляли мінімум по 5 зразків.

Проведення випробування. Стакан із зразками виймали з сушильної шафи і охолоджували при температурі зовнішнього середовища. Із води діставали зразки, витирали сухою чистою тканиною та поміщали в затиски розривної машини. Проводили розтягнення до руйнування клейового шва. Швидкість розсування затисків не більш $(1,0 \pm 0,5)$ мм/хв. Міцність адгезивного зв'язку (σ) в МПа розраховували за наступною формулою: $\sigma = P * 0,0981 / S$, де, P – руйнуюче напруження, кгс; S – площа поверхні пристрою, см².

За результат випробування приймали середнє арифметичне всіх паралельних вимірювань, якщо його значення складало не менш 3,5 МПа та розбіг між вимірюваннями не перевищував 10%.

2.3.13. Визначення показників міцності адгезивного зв'язку лакової плівки з акриловими пластмасами

Методика підготування до випробування. Виготовляли робочі поверхні пристрою універсальної машини для механічних випробувань AUTOGRAPH з

акрилових пластмас для незнімних конструкцій зубних протезів («Сінма-М+V») [298].

Зразки лаку готовили за вищезгаданою методикою. Знежирювали ефіром метиловим метакрилової кислоти робочі поверхні двох пристроїв для визначення міцності і за допомогою пензлика наносили на поверхні тонкий шар зразку лаку. Робочі поверхні пристрою приводили до контакту та фіксували при температурі $(22,0 \pm 3)^\circ\text{C}$ і поміщали до сушильної шафи з температурою $(170 \pm 5)^\circ\text{C}$, на протязі (17 ± 1) хв. Далі пристрої витягали з сушильної шафи та витримували при температурі зовнішнього середовища до їх охолодження. Потім, пристрої поміщали в стакан та заливали дистильованою водою, поміщали до сушильної шафи при температурою $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$ та витримували протягом (23 ± 1) г. Таким чином, виготовляли мінімум по 5 зразків.

Проведення випробування. Стакан із зразками виймали з сушильної шафи і охолоджували при температурі зовнішнього середовища. Із води діставали зразки, витирали сухою чистою тканиною та поміщали в затиски розривної машини. Проводили розтягнення до руйнування клейового шва. Швидкість розсування затисків не більш $(1,0 \pm 0,5)$ мм/хв. Міцність адгезивного зв'язку (σ) в МПа розраховували за наступною формулою: $\sigma = P \cdot 0,0981 / S$, де, P – руйнуюче напруження, кгс; S – площа поверхні пристрою, см².

За результат випробування приймали середнє арифметичне всіх паралельних вимірювань, якщо його значення складало не менш 3,5 МПа та розбіг між вимірюваннями не перевищував 10%.

2.3.14. Визначення часу змішування

Час змішування ($T_{\text{зм}}$, с) досліджуваних матеріалів вимірювали секундоміром (по ТУ 25-1894.003); ознаками досягнення задовільної консистенції змішуваних на скляній пластинці порошку та рідини були: гомогенність маси, відсутність будь – яких включень, її відповідність вимогам інструкції відповідного матеріалу. Змішування виконували в однакових метрологічних

умовах [299]. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів експериментального визначення часу змішування цементів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій»; їх загальна кількість – 30.

2.3.15. Визначення часу твердіння

Вимір часу структуризації фіксуючого матеріалу ($T_{\text{стр}}$, с) – тривалості від початку змішування до моменту утворення твердої консистенції виконували наступним чином: на скляну дощечку насипали мірну ложку порошку цементу та капали відповідну кількість капель рідини, перемішували до одержання однорідної маси, згідно з інструкцією по застосуванню; з цього моменту розпочинали відлік часу по секундоміру (по ТУ 25-1894.003): від початку змішування до моменту зникнення в'язкості, липкості та набуття матеріалом твердої консистенції. Визначення показника ($T_{\text{стр}}$, с) проведено на 30 дослідних зразках різних матеріалів; по кожному із матеріалів обчислювали середній арифметичний показник не менш як по 10 зразках [300].

Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів експериментального визначення часу структуризації цементів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій»; загальна кількість протоколів – 30.

2.3.16. Визначення адгезії до металу/дентину

Визначення міцності зв'язку цементу до металу/дентину ($U_{\text{п}}$, Н) проведено на спеціально виготовлених зразках. Виготовлення елементів культу із вилучених природних зубів проведено у відповідності до вимог препарування твердих тканин та конструкції незнімних зубних протезів використано алмазні бори. Зразок з металевою основою виконано у відповідності до методики для кожного із застосовуваних конструкцій. До проведення випробувань зразки із

природних зубів розміщували в термостаті при температурі ($37 \pm 2^{\circ}\text{C}$) на протязі ($2,0 \pm 0,1$) годин. Після цього зразки виймали із води, висушували, проводили знезаражування, висушували та після замішування відповідного цементу, наносили тонким прошарком на поверхні елементів культі та зразка з металевою основою, з'єднували їх, та розміщували під тиском $10,0 \pm 0,1$ кг на 4-5 хв. Після структуризації фіксуючого матеріалу витримували 1 годину. При виконанні випробувань, зразки закріплювали у механічний захват пристрою «РММ-250» та ініціювали механізм розриву. Швидкість руху активного захвату становила ($500,0 \pm 50,0$) мм/хв; в момент розриву зразка реєстрували силу (F) [301].

Результати випробувань вносили до спеціально розробленого первинного документу «Протокол реєстрації результатів випробувань фіксуючих матеріалів на міцність зв'язку з металом/дентином»; загальна кількість протоколів – 30. Міцність зв'язку визначали по формулі $U=F/S$ (Н/см²), F – сила в момент розриву зразка (кгс); S – площа зразка, задана конструкцією металевих захватів (5,2 см²).

2.3.17. Визначення робочого/загального часу

Вимір загального робочого часу ($T_{\text{заг}}$, с) виконували при температурі $t=(23,0 \pm 2,0)^{\circ}\text{C}$ у наступній послідовності: на скляну пластину видавлювали пасту №1 (основна маса) і пасту №2 (каталізатор, паста, або рідина) у співвідношенні відповідно інструкції, перемішували до одержання однорідної маси, згідно з інструкцією по застосуванню відповідного матеріалу для отримання відбитку при виготовленні зубних протезів, після чого одержану масу поміщували в високоточну форму з неіржавіючої сталі висотою ($15,0 \pm 0,2$) мм та діаметром ($30,0 \pm 0,3$) мм. На поверхню матеріалу кожні 10 с опускали металевий стержень пенетрометра (діаметром 2,4 мм та масою ($10,0 \pm 0,5$) г з плоскими краями); для обліку часу використовували секундомір (по ТУ 25-1894.003). За показник ($T_{\text{заг}}$, с) враховували час, коли металевий стержень перестає залишати вм'ятини на поверхні матеріалу [302].

Результати випробувань заносили до заздалегідь розроблено нами стандартизованого «Протоколу реєстрації результатів експериментального визначення загального робочого часу матеріалу для м'яких підкладок базисів»; їх загальна кількість – 30. Час змішування ($T_{зм}$, с) досліджуваних матеріалів вимірювали секундоміром (по ТУ 25-1894.003); ознаками досягнення задовільної консистенції двох змішуваних на скляній пластинці (у пропорції 1:1) матеріалів були: гомогенність маси, відсутність будь – яких включень, її відповідність вимогам інструкції відповідного матеріалу. Змішування виконували в однакових метрологічних умовах.

2.3.18. Визначення консистенції

Визначення консистенції компаунда (D, мм) силіконових відбиткових матеріалів виконано наступним чином: пристроєм для дозування маси в центр однієї із скляних пластин, попередньо поклавши целулоїдну плівку (ГОСТ 7730), нанесено 0,5 мл компаунда, отриманого згідно з інструкцією до застосування, накривають целулоїдною плівкою (ГОСТ 7730) та другою (паралельною) скляною пластинкою, до якої вертикально та без прискорення прикладають навантаження ($1500,0 \pm 2,0$)г, яке знімають через 5 с. Після структуризації матеріалу вимірюють два взаємно перпендикулярні діаметри утвореного матеріалом диску та обчислюють їх середнє значення [303].

Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення консистенції компаунда силіконових відбиткових матеріалів»; загальна кількість протоколів – 40.

2.3.19. Визначення відновлення після деформації.

Ступінь відновлення експериментальних зразків після деформації стисненням ($I_B, \%$) досліджена на 80 спеціально виготовлених зразках. Зразки для випробувань виготовляли наступним чином: високоточну форму з неіржавію-

чої сталі висотою $(20,0 \pm 0,1)$ мм та діаметром $(12,5 \pm 0,1)$ мм, попередньо змазавши силіконовою рідиною та розмістивши на плоскій горизонтальній скляній пластинці, заповнювали попередньо виготовленою масою із рівних частин пасти №1 (основна маса) і пасту №2 (каталізатор, паста, або рідина). Зверху розміщали іншу скляну пластинку, якою видавлювали лишки матеріалу; пластинки перекладали целулоїдною плівкою. Через 2-3 хв після початку змішування паст, металеву циліндричну форму з двома скляними пластинками переносили до водяної бані з температурою середовища $(37,0 \pm 2,0)^\circ\text{C}$ до структуризації матеріалу, після чого діставали з водяної бані та повторно переносили її до іншої водяної бані (при температурі $(25,0 \pm 1,0)^\circ\text{C}$) на термін $(15,0 \pm 1,0)^\circ\text{C}$. В подальшому, дослідження зразків виконано на пристрої, для чого індикатор виставляли на «0» та фіксували положення штоку; зразок розміщували на робочій поверхні апарату; вимірювали первісну висоту зразка h (мм), чинячи тиск з необхідним первісним навантаженням, яке забезпечувало зменшення висоти зразка на $(30,0 \pm 0,5)\%$; утримували це навантаження впродовж $(5,0 \pm 0,5)$ с, після чого (через $(2,0 \pm 0,1)$ хв), вимірювали відновлену висоту зразка (h_B) [304].

Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення показників відновлення силіконових відбиткових матеріалів після навантаження»; загальна кількість протоколів – 80. Ступінь відновлення (%) матеріалу після навантаження розраховували по формулі $I_B = 100(h - h_B)/h$; для конкретного матеріалу середню арифметичну величину - по даних не менш як десяти випробувань.

2.3.20. Визначення лінійної усадки

Визначення лінійної усадки відбитка проводили за такою методикою: стандартну форму В, яка забезпечує виготовлення циліндричного зразка матеріалу, змащували силіконовою рідиною; очищаючи стандартний випробувальний блок А, заповнювали форму В відбитковим матеріалом з надлишком. Накладали целюлозну плівку і накривали форму металевою платівкою, потім на-

становним вантажем ($1500,0 \pm 10,0$) г вичавлювали надлишки матеріалу в місцях з'єднання пластинок з формою. Після цього блок з експериментальним зразком і платівкою поміщали у водяну баню при температурі ($35,0 \pm 1,0$)⁰С. Через 3 хв. після структуризації відбиткової маси відокремлювали форму від випробувального блоку, уникаючи деформації, отриманий відбиток промивали водою і витримували 15 хв. За допомогою оптичного горизонтального компаратора "ІЗА-2" вимірювали відстань між двома певними (попередньо поміченими) канавками на металевій формі. Зразок (відбиток) поміщали на робочий майданчик компаратора "ІЗА-2" і заміряли відстань між двома відповідними канавками на відбитку через 15, 30 і 45 хв після структуризації [305].

Результати випробувань реєстрували в спеціально розробленому стандартизованому «Протоколі визначення лінійної усадки експериментальних зразків з силіконових відбиткових матеріалів», загальна кількість випробувань - 50.

Показник лінійної усадки ($\Delta L, \%$) обчислювали за формулою: $\Delta L = 100 ((l - l_1) / l)$, де l - відстань між канавками на металевій формі (мм); l_1 - відстань між канавками на відбитку (мм). За результат випробувань брали середнє арифметичне прямих вимірювань десяти експериментальних зразків.

2.3.21. Визначення міцності при стискуванні

За допомогою форми з нержавіючої сталі, виготовляли циліндричні зразки матеріалу, висотою ($20 \pm 0,2$) мм і діаметром ($12,5 \pm 0,05$) мм. Потім змащували її силіконовою рідиною (ГОСТ 13004 - 77) і розміщували на плоскій металевій пластинці, після чого готували досліджуваний матеріал і заповнювали ним форму. Зверху розміщували другий металеву пластинку і видавлювали надлишки матеріалу. Пластини попередньо прокладали целофановою плівкою (ГОСТ 7730 - 89). Через 2-3 хв після початку змішування матеріалу, форму з двома пластинками поміщали у водяну баню при температурі ($35,0 \pm 1,0$)⁰С (термометр ртутний ГОСТ 28498 - 90). Після затвердіння матеріалу форму витягували з водяної бані і повторно поміщали її в водяну баню, але вже

при температурі $(23,0 \pm 1,0)^{\circ}\text{C}$, на час $(15,0 \pm 1,0)$ с.

Через 60 с після встановленого виробником часу затвердіння, зразок покритий з обох сторін листами поштового паперу (80 г / мм) поміщали між упорами приладу для визначення міцності при стисненні. При постійному і рівномірному навантаженні стискали зразок зі швидкістю $(100,0 \pm 20,0)$ Н / хв. до появи ясного перегину на графіку. Величину зусилля в місці перегину записували з точністю до 1 Н. Підраховували міцність при стисненні (К) в Н/мм за такою формулою: $K = 4F/\pi d^2$, де F - зусилля в місцях перегину (Н), d - діаметр зразка (внутрішній діаметр форми, мм).

Результати випробувань реєстрували в спеціально розробленому стандартизованому «Протоколі експериментального визначення міцності при стисненні АВМ», їх загальна кількість - 50. Значення міцності АВМ при стисненні розраховували шляхом визначення середнього арифметичного показника не менш ніж по десяти експериментальним зразкам.

2.3.22. Визначення відносного подовження

Дослідження відносного подовження матеріалу (f_p) виконано з використанням апарату «РМ-30-1», на якому розтягували (до розриву) заздалегідь виготовлені зразки спеціальної форми. При проведенні випробування зразки матеріалу, у формі лопатки, закріплювали в захват пристрою «РМ-30-1»; швидкість руху активного захвату становила $(50,0 \pm 5,0)$ мм/хв. В момент розривання зразка матеріалу вимірювали відстань (мм) між затискачами пристрою та прикладену силу (F). Обрахунок f_p виконано по формулі $f_p = 100 \cdot (l_p - l_0) / l_0$, де l_0 - первісна відстань (мм) між затискачами пристрою, а l_p - відстань (мм) між затискачами пристрою безпосередньо в момент розриву зразка матеріалу.

Результати випробувань вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення показників відносного подовження матеріалу для м'яких підкладок базисів»; загальна кількість протоколів – 8.

Показник f_p для конкретного матеріалу розраховували як середню арифметичну величину по даних не менш як десяти випробувань.

2.4. Багатофакторна порівняльна оцінка зубо-технічних матеріалів із урахуванням базових властивостей

Порівняльну оцінку виконано шляхом отримання стандартизованого показника S для кожної із вивчених властивостей конкретного ЗТМ, відносно рівня, передбаченого міжнародним стандартом ISO, з наступним розрахунком кваліметричних коефіцієнтів h_0 (біт) для кожної із властивостей та узагальненого показника якості (H , біт) для відповідного ЗТМ ($H = h_0 + h_2 + h_3 + \dots + h_z$, де z – врахована кількість властивостей конкретного ЗТМ). Таким чином, для кожного із 51 ЗТМ отримані узагальнені кваліметричні показники, що базуються на урахуванні передбачених міжнародними стандартами клініко-технологічних властивостей. Такий підхід до оцінки ЗТМ використано нами також при складанні заявок на отримання частини патентів України на корисні моделі.

2.5. Система обґрунтованого добору зубо-технічних матеріалів

Етап планування виготовлення зубних протезів удосконалено нами за рахунок не емпіричного, а обґрунтованого добору ЗТМ. Сутність цього добору полягає у використанні узагальнених показників якості (H , біт) відповідних матеріалів. Це дозволило, з позицій мінімізації ентропії комплексу матеріалів дослідити клініко-технологічні варіанти цих комплексів з різним рівнем комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» (10206 клініко-технологічних варіантів), для чого за результатами клініко-лабораторних досліджень базових фізико-механічних властивостей ЗТМ для кожної із конструкцій опрацьовані «Карти оптимальної технологічної відповідності». В подальшому, на цій основі, опрацьовано «Професійну клінічну систему добору зубо-технічних матеріалів», з ви-

користання якої обрано 40 варіантів з альтернативними (високим та низьким) рівнями комплаєнтності та вивчено їх ефективність у клініці.

2.6. Методи клінічних випробувань на етапі виготовлення ортопедичних конструкцій

На п'ятому етапі виконання програми дослідження виконано ортопедичне лікування 271 пацієнта з обґрунтованим доббором системи «матеріали-конструкція» і виконано клінічний моніторинг якості та ефективності лікування різними типами конструкцій зубних протезів (ПК – 50, МПП – 87, ЧЗПП – 55, ПЗПП - 51) за індикативними показниками стану РП.

2.6.1. Клінічна характеристика хворих

Одним з основних шляхів відновлення функціонування зубо-щелепної системи є використання зубних протезів. Тому, основною задачею є не тільки виготовлення зубного протезу, але і забезпечення довготривалої його служби. Дані літератури і результати клінічних досліджень вказують, що вибір ортопедичних конструкцій і стоматологічних зубо-протезних матеріалів для незнімного та знімного протезування відбувається без урахування біологічних і механічних взаємовідносин зубо-щелепної системи і протеза. Останнє сприяє виникненню ускладнень у найближчі (ранній період клінічної експлуатації) та віддалені (віддалений період клінічної експлуатації) строки після ортопедичного лікування.

В цьому зв'язку нами проведені дослідження 271 пацієнтів (142 особи основної (АВ₁) та 129 осіб групи порівняння (АВ₂)) (табл.2.1). Вибір оптимальної конструкції зубного протезу і клініко-лабораторні етапи його виготовлення здійснювали за загальноприйнятими рекомендаціями, а обґрунтований вибір стоматологічних матеріалів і лікувально-профілактичних заходів при ортопедичному лікуванні пацієнтів застосовували у відповідності з розробленою комп'ютерною програмою «Професійна клінічна система добору зубо-

технічних матеріалів» [306]. Дослідження проводили за загально прийнятою методикою: опитування, виявлення скарг, з'ясування анамнезу, зовнішньо ротовий огляд, огляд порожнини рота, зубів та оточуючих тканин, визначення прикусу та функціональних оклюзійних співвідношень. Під час огляду виявляли та описували стан незнімних та знімних ортопедичних конструкцій (поодиноких коронок, мостоподібних протезів, бюгельних протезів, частково-знімних та повних знімних протезів) та зубів, наявних у порожнині рота. Для адекватного порівняльного аналізу згідно рекомендацій [307] в основну групу включали лише пацієнтів з ортогнатичним прикусом.

Таблиця 2.1

Види ортопедичних конструкцій, виготовлених з різним рівнем обґрунтованості добору зубо-технічних матеріалів

Вид та кількість ортопедичних конструкцій зубних протезів		Клінічні варіанти комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»	
		AB ₁	AB ₂
Пластмасові коронки	50	26	24
Мостоподібні протези	48	23	25
Бюгельні протези	87	43	44
Частково знімні пластинкові протези	55	26	29
Повні знімні пластинкові протези	51	24	27
Всього	271	142	129

Примітка: AB₁ – стоматологічні матеріали з високим рівнем обґрунтованості добору (комплаєнтності) для конкретної ортопедичної конструкції; AB₂ – з низьким рівнем обґрунтованості добору для конкретної ортопедичної конструкції.

Особливу увагу звертали на правильність вибору конструкцій зубних протезів. Ретельне клінічне обстеження стану зубних протезів та природних зубів у порожнині рота пацієнтів дозволило згрупувати основні ознаки незадовільного функціонування ортопедичних конструкцій з точки зору їх біологічної,

естетичної і механічної цінності. Враховували скарги на незадоволеність естетичним виглядом ортопедичних конструкцій, наявність тріщин і сколів матеріалу та потемніння ясен у пришийковій ділянці зубів. Встановлювали скарги на шорсткість поверхні протеза та розцементування коронок.

Об'єктивне обстеження включало виявлення естетичних дефектів незнімних конструкцій: невідповідність кольору, розміру, і форми природним зубам, наявність тріщин, сколів і стирання облицювального матеріалу та стирання жувальних поверхонь природних і штучних антагоністів. Вивчали стан оклюзійних співвідношень, наявність травматичної оклюзії, передчасних контактів, площадок стирання, блокуючих моментів і характер змодельованого краю коронки (нешільне прилягання до шийки, надмірна товщина ясеневого краю). Приділяли увагу порушенням цілісності коронок, їх розцементуванню та порушенням технологічних процесів виготовлення протезів (недостатня якість механічної обробки і низька якість полірування). Особливе значення надавали визначенню біологічної цінності протезу. Виявляли наявність різнорідних металів та порушень функції жування. Оцінювали стан опорних зубів та зміни у тканинах пародонта (гінгівіт, пародонтит, пародонтоз, кровоточивість ясен, рухомість зубів) візуально і за допомогою ортопантомографії та дентальної цифрової радіовізіографії. Клінічну ситуацію фотореєстрували до та після повторного ортопедичного лікування, сканували і зберігали в комп'ютері. Після зняття неякісних коронок і мостоподібних протезів проводили підготовку порожнини рота всіх пацієнтів до повторного ортопедичного лікування. Підготовка порожнини рота включала санацію і спеціальні заходи. З метою санації ротової порожнини проводили терапевтичне лікування карієсу та його ускладнень (пульпіт, періодонтит), некаріозних уражень, захворювань пародонта і слизової оболонки рота. Девіталізацію інтактних зубів та їх ендодонтичне лікування проводили при аномальному розташуванні зубів, значному вертикальному та горизонтальному зміщенні зубів і патологічному стиранні твердих тканин зубів III ступеня, що потребує застосування штифтових конструкцій. Для ендодонтичного лікування зубів використовували сучасні технології (стоматологічний мікроскоп Leica M300, ендодон-

донтичний мотор з вбудованим апекслокатором Morita Dentaport ZX (J.Morita), нікель-титанові обертові інструменти ProTaper (Dentsply), ультразвуковий апарат Spartan MTS (Obtura/Spartan), систему для вертикальної гарячої конденсації Meta E&Q (Meta Biomed), obturaційний матеріал EpiPhany (Pentron) [308, 309].

За необхідністю девіталізовані зуби в естетично видимій зоні армували скловолоконними штифтами „Easy Post” фірми Дентсплай та фіксували композиційним цементом подвійної полімеризації „Calibra” фірми Дентсплай. Куксу формували за допомогою склоіономерного цементу Vitremer фірми 3M ESPE. В естетично не значимих ділянках виготовляли суцільнолітні коронково-кореневі вкладки прямим та лабораторним методами.

Вибір оптимальної конструкції ЗП і клініко-лабораторні етапи його виготовлення при ОЛ пацієнтів основної і порівнювальної груп здійснювали за загальноприйнятими обґрунтованими рекомендаціями [310, 311, 312, 313].

Рациональний вибір стоматологічних матеріалів і лікувально-профілактичних заходів при ортопедичному лікуванні основної групи пацієнтів з дефектами зубів і зубних рядів здійснювали у відповідності з розробленою комп'ютерною програмою «Професійна клінічна система добору зубо-технічних матеріалів». Для клініко-рентгенологічної оцінки її ефективності проводили порівняння результатів лікування пацієнтів основної групи з групою порівняння.

2.6.2. Біофізичні дослідження ротової рідини

Збір змішаної нестимульованої слини для дослідження проводили зранку, натщесерце після попереднього полоскання порожнини рота дистильованою водою. Через 3 хвилини після полоскання пацієнти спльовували слину у пробірку протягом 5 хвилин [314].

Визначення рН ротової рідини здійснювали за допомогою універсального індикаторного паперу фірми Фармакос (Сербія) і фірми Мадаус (Німеччина) на основі змін кольору паперових смужок (діагностична шкала – від 5,7 до 7,4). Середній показник концентрації водневих іонів складає 6,5-7,2.

Буферну ємність визначали за методом Krasse: 1 мл ротової рідини змішували з 3 мл 0,005 N розчину соляної кислоти (рН=3,0). Через 5 хвилин в отриманій суміші визначали величину рН. Оцінка ємності буферу: рН>6 – висока; 5<рН<6 – нормальна; рН<5 – низька.

Дослідження в'язкості змішаної слини проводили за допомогою віскозиметру Освальда [315]. Для дослідження брали 5 мл змішаної слини після попередньої стимуляції шляхом уведення в порожнину рота на 10 хвилин ватного тампону, змоченого 5 краплями 1% розчину пілокарпіну. Методика віскозиметрії полягала в тому, що за допомогою гумової груші набирали слину і дистильовану воду в окремі піпетки приладу, які з'єднані з краном до відмітки „0” і закривали кран. Потім відкривали кран з'єднуючи обидві піпетки з трійником, і уважно втягували повітря з обох піпеток одночасно до досягнення стовпчику рідини до відмітки „1”. Приймаючи в'язкість дистильованої води за одиницю методом порівняння визначали в'язкість змішаної слини. Середнє значення в'язкості ротової рідини - 1,46.

Вимірювання швидкості слиновиділення здійснювали шляхом забору змішаної нестимульованої слини у пробірки протягом 5 - 15 хвилин при вільному її витіканні [316]. Обчислення швидкості слиновиділення: ШС = V / t_v , де ШС – швидкість салівації, мл/хв.; V – об'єм виділеної слини, мл; t_v – час забору слини, хв.

Виділяють 3 типи салівації: 0,03-0,3 мл/хв. – знижена салівація; 0,31-0,6 мл/хв. – нормальна; 0,61-2,4 мл/хв. – підвищена.

Дослідження рН, в'язкості, буферної ємності та швидкості слиновиділення проведені у 142 пацієнтів контрольної групи та у 129 пацієнтів порівнювальної групи до та після лікування. Всього – 542 дослідження.

2.6.3. Визначення ступеня дисбіозу порожнини рота

Ступінь дисбіозу порожнини рота визначали ферментативним методом [317]. Основу ферментативного методу складають вивчення порушень в систе-

мі орального мікробіоценозу, які відображають стан взаємодії антимікробних систем макроорганізму з мікробами порожнини рота. Показником стану антимікробних систем є фермент лізоцим, активність якого тісно корелює з рівнем неспецифічних факторів захисту ротової порожнини. Активність лізоциму у надосадковій рідині змішаної слини визначали хітиновим методом [318], який оснований на його спорідненості до хітину – полісахариду із панциру раків і крабів. Хітин дуже подібний на полісахариди бактеріальної стінки, лізоцим легко з ним з'єднується, однак розірвати глікозидний зв'язок не може. Активність лізоциму визначали у мкг/мл.

Оцінку ступеня обсіменіння порожнини рота мікроорганізмами проводили на основі визначення ферменту уреазы, який не виробляється соматичними клітинами, а синтезується більшістю умовно-патогенних і патогенних бактерій, а також деякими рослинними клітинами (сирі бобові продукти харчування).

Метод визначення уреазы (у мкмоль/л) [319] оснований на здатності уреазы ротової рідини розчіплювати сечовину із утворенням аміаку, який кількісно визначають за допомогою реактиву Несслера.

Використовуючи середні результати активності уреазы ($U_{\text{контр}}$) і лізоциму ($L_{\text{контр}}$) у групі здорових осіб обчислювали відносну активність цих ферментів ($U_{\text{відн}}$ і $L_{\text{відн}}$) за формулами: $U_{\text{відн}} = U_{\text{дослідної групи}} / U_{\text{контр}}$ та $L_{\text{відн}} = L_{\text{дослідної групи}} / L_{\text{контр}}$.

Ступінь дисбіозу (СД) порожнини рота визначали за формулою: $СД = U_{\text{відн}} / L_{\text{відн}}$.

В нормі у здорових осіб показник СД дорівнює 1. Виділяють 3 ступені дисбіозу ротової порожнини: 1,5-3 – I ступінь, субклінічно компенсована стадія; 3-9 – II ступінь, клінічно субкомпенсована стадія; 9-20 – III ступінь, клінічно декомпенсована стадія.

Всього проведено 542 дослідження (271 пацієнтів, до та після ортопедичного лікування) ступеня дисбіозу у 142 осіб основної та 129 – порівнювальної групи пацієнтів до та після ортопедичного лікування.

2.6.4. Методи визначення гігієни порожнини рота і стану тканин пародонта

Ступінь впливу незнімних та знімних конструкцій зубних протезів на гігієнічну ситуацію в порожнині рота та тканини пародонта є однією із складових їх клінічної ефективності [320]. Виходячи з цього, проведено вивчення гігієнічного стану порожнини рота за показниками індексу Гріна-Верміліона (ОHI-S) та стану тканин пародонта за показником гінгівального індексу Н.Лое, Р.Сілнесс у всіх обстежених пацієнтів основної і порівнювальної груп [321].

Всього проведено по 542 визначень індекса Гріна-Верміліона, Н.Лое, Р.Сілнесс: в контрольній групі – 284, в порівнювальній – 258.

2.6.5. Визначення ступеня галітозу порожнини рота

Дослідження проводили клінічній базі кафедри ортопедичної стоматології в університетському стоматологічному центрі ХНМУ серед 271 пацієнтів від 18 до 74 років (до та після ортопедичного лікування), які були розділені на 2 групи .

Для виявлення рівня самооцінки наявності галітозу пацієнтам пропонувалося заповнити анкету, відповівши на 16 питань. Анкета:

1. П.І.Б.
2. Вік.
3. Стать: м / ж.
4. Місце роботи.
5. Чи є у Вас хронічні захворювання?
6. Чи перебуваєте Ви на диспансерному обліку?
7. Скільки разів на день Ви чистите зуби?
8. Якій зубній пасті Ви віддаєте перевагу?
9. Чи чистите Ви язик?
10. Чи користуєтеся Ви ополіскувачами, зубочистками, флосами?
11. Чи вважаєте Ви, що у Вас пахне з рота?
12. З чим Ви пов'язуєте запах з рота?

13. Хотіли б Ви знайти причину запаху з рота?
14. Чи є у Вас шкідливі звички?
15. Чи є у Вас в роті зубні протези?
16. Лікувалися Ви раніше у стоматолога-ортопеда?

Органолептична оцінка запаху з рота. Органолептичне визначення запаху проводили за методом R. Seemann. Наявність запаху оцінювали під час збору анамнезу та огляду пацієнта і відзначали в карті обстеження. Визначаються чотири ступені тяжкості галітозу: ступінь 0 - пацієнт вимовляє звук «А» на відстані 10 см від лікаря, неприємний запах з рота не відчувається; ступінь 1 - пацієнт вимовляє звук «А» на відстані 10 см, відчувається неприємний запах; ступінь 2 - під час бесіди на відстані 30 см відчувається неприємний запах; ступінь 3 - під час бесіди на відстані 1 м відчувається явний запах. Всього проведено 542 обстеження.

Інструментальне вимірювання запаху з порожнини рота. Вимірювання кількості летючих сірчистих сполук у видихуваному повітрі проводили за допомогою приладу «Галітометр». В основі роботи приладу лежить принцип газової хроматографії з використанням напівпровідникового сенсора оксиду цинку або олова. Інтервал між вимірами не менше 90 секунд. В процесі взяття проби застосовано носове дихання. Після включення приладу на дисплеї відображалось значення $0 \pm 0,1$. Засвічувався перший індикатор. Дисплей відраховував 3 хвилини - це час пробного накопичення, протягом якого рот пацієнта повинен бути закритий. Після цього в рот пацієнта вставлялася соломинка. Цикл вважався закінченим, коли індикатор взяття проби вимикався. Оцінка рівня показників галітозу проводилася 3 рази. Індикатор усереднення засвічувався після завершення взяття трьох проб. На дисплеї відображалось значення і середній показник з пікових значень проб. Критерій проби в нормі становив 80-120 ppb. Всього проведено 1626 вимірювань.

2.7. Методи метрологічного контролю, засоби стандартизації та методи статистичного аналізу даних лабораторних та клінічних досліджень

На етапі клініко – лабораторних досліджень об’єм вибіркової сукупності зразків із різних матеріалів в лабораторних та експериментальних дослідженнях фізико–механічних та клініко–технологічних властивостей визначено на основі вимог міжнародних стандартів якості (ISO 10139-2) та технічних умов по конкретним матеріалам.

На етапі доклінічних випробувань, зокрема при експертизі біотоксичності та санітарно-хімічної чистоти матеріалу для м’яких підкладок базису протезів метрологічний контроль та достовірність результатів обґрунтовані та забезпечені ліцензованими в системі МОЗ України та УкрСЕПРО науково – дослідними установами.

Розрахунок об’єму (n_i) вибіркової сукупності клінічних спостережень виконано за спеціальною формулою, що у відповідності з принципами медичної статистики [322, 323] із заданою точністю гарантує кількісно – якісну репрезентативність основних результатів та висновків: $n_i = t^2 \cdot \delta^2 / \Delta^2$, де n_i – мінімально необхідний об’єм вибіркової сукупності клінічних спостережень із; t – коефіцієнт надійності, який при точності безпомилкового прогнозу на рівні $p < 0,05$ становить 1,96; при цьому – допустима похибка дібрана максимальною ($\Delta = 0,05$), а середнє квадратичне відхилення аналізованих показників по клінічних групах становить $\delta < 10,0\%$. Ураховуючи перелічені значення у варіаційних рядах показників, розраховано, що по основних клінічних групах кількість пацієнтів (протезів з м’якою підкладкою) не може бути меншою 15 одиниць, тобто $n_i \geq 15$. Отже, оскільки фактична кількість пацієнтів (протезів) у групах перевищує 15, то слід зробити висновок про репрезентативність вибіркової сукупності щодо основних висновків дослідження.

При виконанні статистичного аналізу результатів дослідження використані сучасні методи параметричної (при нормальному розподілі даних - варіаційна статистика) та непараметричної (послідовний аналіз Вальда у модифікації

Гублера Е.В.) статистики [324] з відповідним аналізом розподілу ознак та методик оцінки достовірності результатів; застосовано елементи однофакторного дисперсійного аналізу для якісних ознак нерівномірних комплексів та кореляційний метод [325]. Середні значення показників та їх середні похибки розраховано по формулах [326]: $P = \sum x \cdot f_1 / n$, та $m_p = \sqrt{P \cdot q / n}$, де P – середнє значення відносного показника; n – кількість спостережень; x – значення варіант окремих об'єктів дослідження; f_1 – частота окремих варіант; m_p – середня похибка середнього відносного показника; $q = 100 - P$.

Середні значення абсолютних показників та їх середню похибку розраховували наступним чином [327]: $P = \sum x \cdot f_2 / n$, та $m_x = \sigma / n$, де X – середнє значення абсолютного показника; n – кількість спостережень (вимірів); x – значення варіант окремих об'єктів дослідження; f_2 – частота окремих варіант; m_x – середня похибка середнього арифметичного показника; σ – середнє квадратичне відхилення по даній групі об'єктів.

Ступінь достовірності різниці середніх двох груп порівняння оцінювали за допомогою одностороннього критерію Ст'юдента [328], по формулах: $t = |X_1 - X_2| / \sqrt{m_1^2 + m_2^2}$, де t – коефіцієнт достовірності різниці середніх показників двох груп порівняння; X_1 – середнє значення абсолютного показника в першій групі; X_2 – середнє значення абсолютного показника в другій групі; P_1 – середнє значення відносного показника в першій групі; P_2 – середнє значення відносного показника в другій групі; m_1 – середня похибка середнього арифметичного показника першої групи; m_2 – середня похибка середнього арифметичного показника другої групи. Відмінність між показниками двох груп вважали достовірною при $t \geq 1,96$, що відповідає високому для клінічних досліджень рівню надійності та точності – 95,0% та рівню достовірності – $p < 0,05$ [329].

Оскільки, досліджувалися лікувально-профілактичні установи з різною кількістю лікарів ортопедів – стоматологів (з відповідними значними коливаннями кількості конструкцій), то при розрахунку частоти окремих ознак зниження якості конструкцій зубних протезів нами розраховано середньозважені показники та їх похибки, що дозволило отримати більш точне уявлення щодо зако-

номірностей змін ортопедичних конструкцій (та уникнути помилок «непередбачуваного» відбору) [330, 331].

Для оцінки виразності (сили) та направленості взаємозв'язку між окремими властивостями матеріалів для виготовлення м'якої підкладки базису нами визначені та обґрунтовано використані у системі клініко-статистичного аналізу основні показники кореляційного методу (рангової та лінійної кореляції), які розраховано за формулами [332]: $r_{XY} = \sum d_X * d_Y / d_X^2 * d_Y^2$ та $m_p = 1 - p / \sqrt{n}$, де r_{XY} – коефіцієнт лінійної кореляції; d_X – відхилення по координаті X; d_Y – відхилення по координаті Y; m_p – середня похибка показника лінійної кореляції; n – кількість досліджених об'єктів (хворих, матеріалів, протезів).

Методологічною основою для застосування кваліметричних оцінок (оцінка якості матеріалу) обґрунтовано обрано апарат багатофакторного аналізу [333, 334, 335] в основі якого – інформаційні властивості окремих показників (симптомів чи інструментально - лабораторних даних) при їх комплексному врахуванні; кількість діагностичної інформації по кожній ознаці визначали за формулою: $H_i = p_i * \log_2 p_i$ де H_i – показник інформативності, $i^{го}$ фактора; p_i – частота $i^{го}$ фактора.

Для графічної візуалізації результатів, одержаних в процесі дослідження застосовано графічні форми у вигляді гістограм, стовпчикових діаграм, полігону розподілу аналізованих ознак, а також побудови кореляційної решітки. При виконанні клініко-статистичного аналізу результатів дослідження, а також для розробки стандартизованих оціночних та діагностичних алгоритмів використано методи структурно – функціонального аналізу [336], поліноміального моделювання та ліцензовані програмні продукти ("STATISTICA", "EXCEL" з додатковим набором програм на ПЕОМ "Pentium III", що дозволило забезпечити необхідну стандартизацію процесу клініко – статистичного та інформаційного аналізу отриманих у результаті дослідження даних [337, 338].

РОЗДІЛ 3

КЛІНІКО - ПОПУЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗ ТА ПРОГНОЗУВАННЯ ЯКОСТІ
ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ
НА ЕТАПАХ ЇХ КЛІНІЧНОЇ ЕКСПЛУАТАЦІЇ

У поточному розділі викладено результати вивчення клініко - технологічної якості ортопедичних конструкцій зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва, що здійснено за комплексною програмою (рис. 2.1) та передбачало вивчення наступних видів протезів: 20329 штучних коронок (пластмасові – 13304 од; комбіновані по Белкіну, Бородюку, Ахметову – 7025 од), 15621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9789 од; комбінованих – 5832 од), 23538 пластинкових протезів (часткових – 11340 од; повних – 12190 од) та 8903 бюгельних протезів (з фіксуючими елементами у вигляді кламерів системи Нея – 7100 од та з замковою фіксацією – 1803 од).

Критеріями оцінки якості конструкцій зубних протезів у ранньому (до 24 міс клінічної експлуатації) та віддаленому (понад 24 міс клінічної експлуатації) періодах вибрані наступні індикатори: зміна кольору, наявність тріщин, розцементування, поломка конструкції, порушення її форми за рахунок стирання, тріщини базису, порушення фіксації знімних протезів. Формою інформаційного забезпечення дослідження стали результати експертної оцінки, що виконана по картах амбулаторного пацієнта (ф.043/о) 10 лікувально-профілактичних закладів Харківської області: загальна кількість проаналізованих конструкцій зубних протезів – 68391 од; загальна кількість лікарів - ортопедів - стоматологів склала 75 осіб, зубних техніків – 103 особи (з розрахунком середньозваженого рівня).

Наведене дозволило при виконанні дослідження урахувати основні закономірності щодо структури ортопедичних конструкцій, впливу кваліфікації лікарів та зубних техніків на частоту та характер показників зниження якості конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації.

Для кожної із конструкцій зубних протезів по визначеним індикаторам оцінки якості розраховано абсолютні та відносні показники, зокрема показник частот для кожної із ознак зниження якості (у відсотках до загальної кількості даного виду ортопедичної конструкції ($P \pm m$) %), а по кожному виду зубних протезів визначено індекс клініко – технологічної якості конструкції (співвідношення кількості конструкцій зі зниженою якістю до загальної кількості ознак зниження їх якості - $I_{ТЯ}$); також, по кожному із видів зубних протезів розраховано рівень експлуатаційної якості конструкції ЕЯК (питома вага зубних протезів, придатних для клінічної експлуатації).

3.1. Вивчення частоти та прогнозування зниження якості ортопедичних конструкцій зубних протезів на етапах їх клінічної експлуатації

3.1.1. Штучні коронки

Зміна кольору, як прояв зниження якості коронок (табл. 3.1) у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у $(1,4 \pm 0,3)\%$ пластмасових та $(2,8 \pm 0,6)\%$ комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих коронок частота зміни кольору достовірно ($p < 0,001$) зростала: відповідно до $(17,2 \pm 1,6)\%$ та $(23,1 \pm 4,2)\%$ ($p > 0,05$). В середньому, для штучних коронок у ранньому періоді зміна кольору була характерна у $(1,5 \pm 0,4)\%$, у віддаленому – зареєстрована на рівні $(18,6 \pm 5,0)\%$ конструкцій.

Тріщини коронок у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлені з частотою $(1,1 \pm 0,2)\%$ - серед пластмасових та $(2,5 \pm 0,5)\%$ - серед комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих коронок частота тріщин достовірно ($p < 0,001$) зростала та, відповідно, становила $(9,2 \pm 1,3)\%$ та $(16,3 \pm 2,5)\%$ конструкцій ($p < 0,05$). В середньому, для штучних коронок у ранньому періоді наявність тріщин виявлена у $(1,4 \pm 0,4)\%$, у віддаленому – тріщини зареєстровані на $(9,8 \pm 2,6)\%$ конструкціях.

Розцементування коронок у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлені з частотою $(1,5 \pm 0,4)\%$ - серед пластмасових та $(2,9 \pm 0,5)\%$ - серед комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих коронок частота розцементування достовірно ($p < 0,001$) зростала та, відповідно, становила $(15,6 \pm 1,7)\%$ та $(16,7 \pm 2,5)\%$ випадків ($p > 0,05$). В середньому, для штучних коронок у ранньому періоді розцементування зареєстровано у $(1,6 \pm 0,4)\%$ випадків, тоді як у віддаленому – становила $(15,5 \pm 4,1)\%$.

Таблиця 3.1

Терміни та ознаки зниження якості штучних коронок

Терміни та ознаки зниження якості конструкції			Незнімні конструкції зубних протезів: коронки			
			Пластмасові	Комбіновані	разом	p
1			2	3	4	5
Всього конструкцій			13304	7025	20329	
зміна кольору	РПЕ	абс.	137	177	314	t=2,1 p<0,05
		P±m,%*	1,4±0,3	2,8±0,6	1,5±0,4	
	ВПЕ	абс.	2389	1386	3775	t=1,3 p>0,05
		P±m,%*	17,2±1,6 ^a	23,1±4,2 ^a	18,6±5,0	
тріщини	РПЕ	абс.	136	140	276	t=2,6 p<0,05
		P±m,%*	1,1±0,2	2,5±0,5	1,4±0,4	
	ВПЕ	абс.	1031	967	1998	t=2,5 p<0,05
		P±m,%*	9,2±1,3 ^a	16,3±2,5 ^a	9,8±2,6	
розцементування	РПЕ	абс.	172	162	334	t=2,2 p<0,05
		P±m,%*	1,5±0,4	2,9±0,5	1,6±0,4	
	ВПЕ	абс.	2082	1065	3147	t=0,31 p>0,05
		P±m,%*	15,6±1,7 ^a	16,7±2,5 ^a	15,5±4,1	

Продовження табл. 3.1

1		2	3	4	5	
поломка конструкції	РПЕ	абс.	55	137	192	t=1,99 p<0,05
		P±m,%*	0,6±0,3	2,3±0,8	0,9±0,3	
	ВПЕ	абс.	428	654	1082	t=2,3 p<0,05
		P±m,%*	3,6±0,9 ^a	7,9±1,6 ^a	5,3±1,4	
порушення форми (стирання)	РПЕ	абс.	97	110	207	t=1,26 p>0,05
		P±m,%*	0,8±0,2	1,6±0,6	1,0±0,3	
	ВПЕ	абс.	1387	872	2259	t=1,61 p>0,05
		P±m,%*	10,0±1,2 ^a	13,9±2,1 ^a	11,1±3,0	

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), (P±m) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – p≤0,05 у порівнянні з РПЕ; * - середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Поломка штучних коронок у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена з частотою (0,6±0,3)% - серед пластмасових та (2,3±0,8)% - серед комбінованих конструкцій (p<0,05). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих коронок частота поломок конструкції достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (3,6±0,9)% та (7,9±1,6)% випадків та достовірно залежала від виду конструкції (p<0,05). В середньому, для штучних коронок у ранньому періоді їх поломка мала місце у (0,9±0,3)% випадків, тоді як у віддаленому – становила (5,3±1,4)% конструкцій (p<0,05).

Порушення анатомічної форми (ПАФ) штучних коронок за рахунок стирання у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена з частотою $(0,8 \pm 0,2)\%$ - серед пластмасових та $(1,6 \pm 0,6)\%$ - серед комбінованих конструкцій ($p > 0,05$). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих коронок частота ПАФ достовірно ($p < 0,001$) зростала та, відповідно, становила $(10,0 \pm 1,2)\%$ та $(13,9 \pm 2,1)\%$ випадків та не залежала від виду конструкції коронки ($p > 0,05$). В середньому, для штучних коронок у ранньому періоді ПАФ мало місце у $(1,0 \pm 0,3)\%$ випадків, тоді як у віддаленому його частота становила $(11,1 \pm 3,0)\%$ ($p > 0,05$).

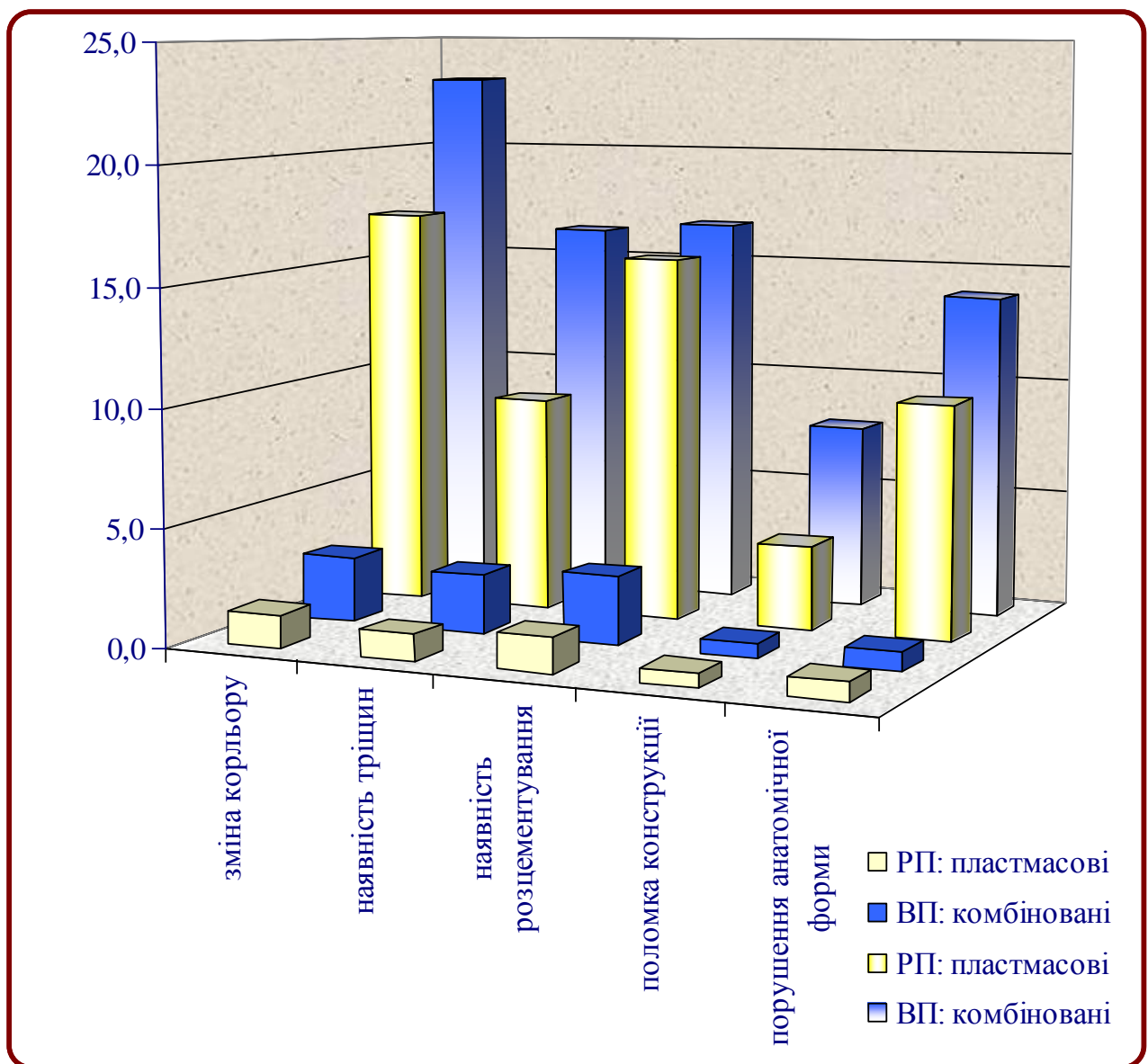


Рис. 3.1 Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: пластмасові та комбіновані коронки

Таблиця 3.2

Прогностична цінність ознак зниження якості пластмасових коронок
залежно від тривалості їх клінічної експлуатації

Ранг фактора	Індикатори оцінки якості конструкції		Терміни клінічної експлуатації ортопедичної конструкції				Прогностична цінність	Інформативність критерія	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	Індикатори	градації	абс.	P±m (%)	абс.	P±m (%)			
1.	Зміна кольору штучної коронки	так	314	1,5±0,3	3775	18,6±0,9	-10,0	0,927	p<0,0001
		ні	20015	98,5±0,3	16554	81,4±0,9	+0,8	0,071	
		всього	20329	100,0	20329	100,0	-	0,997	
2.	Розцементування штучної коронки	так	334	1,6±0,3	3147	15,5±0,8	-9,8	0,679	p<0,0001
		ні	19995	98,4±0,3	17182	84,5±0,8	+0,6	0,046	
		всього	20329	100,0	20329	100,0	-	0,725	
3.	Порушення анатомічної форми	так	207	1,0±0,2	2259	11,1±0,7	-10,3	0,523	p<0,0001
		ні	20122	99,0±0,2	18070	88,9±0,7	+0,4	0,024	
		всього	20329	100,0	20329	100,0	-	0,547	
4.	Тріщини штучної коронки	так	276	1,4±0,3	1998	9,8±0,7	-8,5	0,361	p<0,0001
		ні	20053	98,6±0,3	18331	90,2±0,7	+0,4	0,016	
		всього	20329	100,0	20329	100,0	-	0,378	
5.	Поломка штучної коронки	так	192	0,9±0,2	1082	5,3±0,5	-7,7	0,165	p<0,0001
		ні	20137	99,1±0,2	19247	94,7±0,5	+0,2	0,004	
		всього	20329	100,0	20329	100,0	-	0,169	

Отже, найбільш частою ознакою зниження якості штучних коронок на етапах їх клінічної експлуатації (рис. 3.1) є (подані у ранговій послідовності): зміна кольору, розцементування, зміна анатомічної форми, формування тріщин, поломка конструкції. Для практичного застосування індикаторів оцінки якості штучних коронок нами досліджено прогностичну цінність ознак зниження якості залежно від тривалості їх експлуатації цієї ортопедичної конструкції (табл. 3.2) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є зміна кольору штучних коронок ($I=0,997$ біт), а інші індикатори розташовуються у послідовності зменшуваної інформативності. Слід зазначити, що між інформативністю індикаторів зниження якості ШК у ранньому та віддаленому періодах виявлені достовірні відмінності на рівні $p<0,0001$. На основі виявлених закономірностей опрацьовано спеціальний табличний алгоритм прогнозування зниження якості ШК та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (табл. 3.3).

Таблиця 3.3

Алгоритм прогнозування зниження якості штучних коронок

Індикатори оцінки якості штучних коронок залежно від тривалості їх клінічної експлуатації		Патометричні коефіцієнти	
		критерій	ПК
1.	Зміна кольору штучної коронки	так	-10,0
		ні	+0,8
2.	Розцементування штучної коронки	так	-9,8
		ні	+0,6
3.	Порушення анатомічної форми штучної коронки	так	-10,3
		ні	+0,4
4.	Тріщини штучної коронки	так	-8,5
		ні	+0,4
5.	Поломка штучної коронки	так	-7,7
		ні	+0,2

Шкала оцінки якості штучних коронок			
	$ПС_{\min} \leq -17,0$		$ПС_{\max} \geq +17,0$
Низька якість			Висока якість

3.1.2. Мостоподібні протези

Зміна кольору, як прояв зниження якості МП (табл. 3.4) у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у $(1,5\pm 0,4)\%$ пластмасових та $(3,5\pm 0,7)\%$ комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих МП частота зміни кольору достовірно ($p < 0,001$) зростала: відповідно до $(19,3\pm 1,9)\%$ та $(14,6\pm 1,5)\%$ ($p < 0,05$). В середньому, для МП у ранньому періоді зміна кольору була характерна у $(1,9\pm 0,5)\%$, у віддаленому – зареєстровані зміни кольору у $(18,9\pm 5,0)\%$ конструкціях.

Таблиця 3.4

Терміни та ознаки зниження якості мостоподібних протезів

Терміни та ознаки зниження якості ортопедичної конструкції			Незнімні конструкції зубних протезів: мостоподібні протези			
			Пластмасові	Комбіновані	разом	p
1			2	3	4	5
Всього конструкцій			9789	5832	15621	
зміна кольору	РПЕ	абс.	124	173	297	t=2,5
		$P\pm m, \%^*$	$1,5\pm 0,4$	$3,5\pm 0,7$	$1,9\pm 0,5$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	2009	944	2953	t=2,2
		$P\pm m, \%^*$	$19,3\pm 1,9^a$	$14,6\pm 1,5^a$	$18,9\pm 5,0$	$p < 0,05$
тріщини	РПЕ	абс.	186	174	360	t=2,0
		$P\pm m, \%^*$	$2,2\pm 0,4$	$3,5\pm 0,5$	$2,3\pm 0,6$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	1067	892	1959	t=1,1
		$P\pm m, \%^*$	$12,3\pm 1,7^a$	$14,9\pm 1,6^a$	$12,5\pm 3,3$	$p > 0,05$
розцементування	РПЕ	абс.	124	136	260	t=2,1
		$P\pm m, \%^*$	$1,6\pm 0,5$	$3,6\pm 0,8$	$1,7\pm 0,4$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	1873	814	2687	t=0,52
		$P\pm m, \%^*$	$17,5\pm 2,2^a$	$15,9\pm 2,1^a$	$17,2\pm 4,3$	$p > 0,05$

Продовження табл. 3.4

1		2	3	4	5	
поломка конструкції	РПЕ	абс.	151	239	390	t=1,82
		P±m,%*	1,6±0,5	3,8±1,1	2,5+0,6	p>0,05
	ВПЕ	абс.	760	534	1294	t=1,7
		P±m,%*	8,2±1,4 ^a	12,8±2,3 ^a	8,3+2,1	p>0,05
порушення форми (стирання)	РПЕ	абс.	123	134	257	t=1,56
		P±m,%*	1,2±0,2	3,1±1,2	1,6+0,4	p>0,05
	ВПЕ	абс.	1051	620	1671	t=0,58
		P±m,%*	10,6±1,5 ^a	12,4±2,7 ^a	10,7+2,7	p>0,05

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), (P±m) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – p≤0,05 у порівнянні з РПЕ; * - середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Тріщини МП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлені з частотою (2,2±0,4)% - серед пластмасових та (3,5±0,5)% - серед комбінованих МП (p<0,05). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих коронок частота тріщин достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (12,3±1,7)% та (14,9±1,6)% конструкцій (p>0,05). В середньому, для МП у ранньому періоді наявність тріщин виявлена у (2,3+0,6)% , у віддаленому – тріщини зареєстровані на (12,5+3,3)% конструкціях (p<0,001).

Розцементування МП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлені з частотою (1,6±0,5)% - серед пластмасових та (3,6±0,8)% - серед комбінованих МП (p<0,05). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих МП частота розцементування достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (17,5±2,2)% та (15,9±2,1)% конструкцій (p>0,05). В середньому, для МП у ранньому періоді розцементування зареєстровано у (1,7+0,4)% випадків, тоді як у віддаленому – становила (17,2±4,3)%.

Поломка МП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена з частотою $(1,6 \pm 0,5)\%$ - серед пластмасових та $(3,8 \pm 1,1)\%$ - серед комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих МП частота поломок конструкції достовірно ($p < 0,001$) зростала та, відповідно, становила $(10,6 \pm 1,5)\%$ та $(12,4 \pm 2,7)\%$ випадків та достовірно залежала від виду конструкції ($p < 0,05$). В середньому, для МП у ранньому періоді їх поломка мала місце у $(2,5 \pm 0,6)\%$ випадків, тоді як у віддаленому – становила $(8,3 \pm 2,1)\%$ конструкцій ($p < 0,05$).

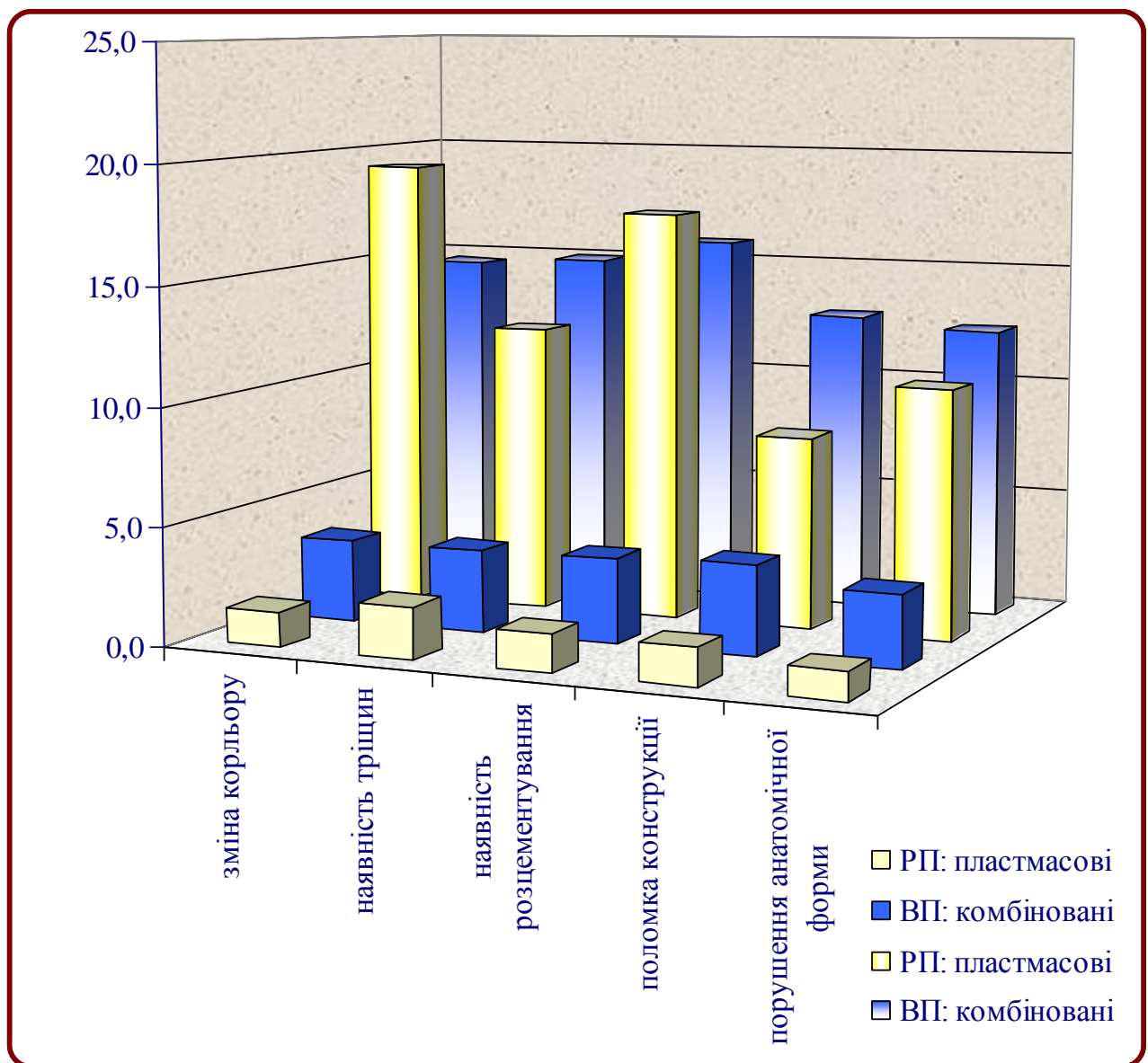


Рис. 3.2 Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: пластмасові та комбіновані мостоподібні протези

Таблиця 3.5

Прогностична цінність ознак зниження якості мостоподібних протезів
залежно від тривалості їх клінічної експлуатації

Ранг фактора	Індикатори оцінки якості конструкції		Терміни клінічної експлуатації ортопедичної конструкції				Прогностична цінність	Інформативність критерія	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	Індикатори	градації	абс.	P±m (%)	абс.	P±m (%)			
1.	Зміна кольору МП	так	297	1,9±0,3	2953	18,9±1,0	-9,9	0,842	p<0,0001
		ні	15321	98,1±0,3	12668	81,1±1,0	+0,8	0,070	
		всього	15621	100,0	15621	100,0	-	0,912	
2.	Розцементування МП	так	260	1,7±0,3	2687	17,2±1,0	-10,1	0,789	p<0,0001
		ні	15361	98,3±0,3	12934	82,8±1,0	+0,7	0,058	
		всього	15621	100,0	15621	100,0	-	0,848	
3.	Тріщини штучної МП	так	360	2,3±0,4	1959	12,5±0,8	-7,3	0,377	p<0,0001
		ні	15261	97,7±0,4	13662	87,5±0,8	+0,5	0,025	
		всього	15621	100,0	15621	100,0	-	0,402	
4.	Порушення анатомічної форми МП	так	257	1,7±0,3	1671	10,7±0,8	-8,1	0,365	p<0,0001
		ні	15364	98,3±0,3	13950	89,3±0,8	+0,4	0,019	
		всього	15621	100,0	15621	100,0	-	0,384	
5.	Поломка мостоподібних протезів	так	390	2,4±0,4	1294	8,3±0,7	-5,2	0,154	p<0,0001
		ні	15591	97,6±0,4	14327	91,7±0,7	+0,2	0,008	
		всього	15621	100,0	15621	100,0	-	0,162	

Порушення анатомічної форми МП за рахунок стирання у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлено з частотою (1,2±0,2)% - серед пластмасових та (3,1±1,2)% - серед комбінованих МП (p>0,05). У віддаленому періоді, як для пластмасових, так і для комбінованих МП частота ПАФ достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (10,6±1,5)% та (12,4±2,7)% випадків та не залежала від виду конструкції МП (p>0,05). В середньому, для МП у ранньому пе-

ріоді ПАФ мало місце у $(1,6 \pm 0,4)\%$ випадків, тоді як у віддаленому – становила $(10,7 \pm 2,7)\%$ конструкцій ($p > 0,05$).

Отже, найбільш частою ознакою зниження якості МП на етапах їх клінічної експлуатації (рис. 3.2, табл. 3.5) є (подані у ранговій послідовності): зміна кольору, розцементування, формування тріщин, зміна анатомічної форми, поломка конструкції. Для практичного застосування індикаторів оцінки якості МП досліджено прогностичну цінність ознак зниження якості залежно від тривалості експлуатації цих ортопедичних конструкцій (див. табл. 3.5) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є зміна кольору МП ($I=0,912$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. Прогнозну оцінку якості МП можна виконувати на основі опрацьованого спеціального табличного алгоритму (табл. 3.6).

Таблиця 3.6

Алгоритм прогнозування зниження якості мостоподібних протезів

Індикатори оцінки якості мостоподібних протезів залежно від тривалості їх клінічної експлуатації		Патометричні коефіцієнти	
		критерій	ПК
1.	Зміна кольору мостоподібних протезів	так	-9,9
		ні	+0,8
2.	Розцементування мостоподібних протезів	так	-10,1
		ні	+0,7
3.	Тріщини мостоподібних протезів	так	-7,3
		ні	+0,5
4.	Порушення анатомічної форми мостоподібних протезів	так	-8,1
		ні	+0,4
5.	Поломка мостоподібних протезів	так	-5,2
		ні	+0,2

Шкала оцінки якості мостоподібних протезів			
	$ПС_{\min} \leq -17,0$		$ПС_{\max} \geq +17,0$
Низька якість			Висока якість

3.1.3. Пластинкові знімні протези

Зміна кольору пластинкових протезів (ПП), як прояв зниження їх якості (табл. 3.7) у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у $(0,02\pm 0,02)\%$ часткових та $(0,03\pm 0,04)\%$ повних ПП ($p>0,05$). У віддаленому періоді, як для часткових, так і для повних пластинкових протезів частота зміни кольору достовірно ($p<0,001$) зростала: відповідно до $(0,4\pm 0,1)\%$ та $(0,1\pm 0,1)\%$ ($p<0,05$). В середньому, для ПП у ранньому періоді зміна кольору була характерна у $(0,1\pm 0,001)\%$, у віддаленому – зареєстровані зміни кольору у $(0,4\pm 0,1)\%$ конструкціях.

Таблиця 3.7

Терміни та ознаки зниження якості пластинкових знімних протезів

Терміни та ознаки зниження якості ортопедичної конструкції			Знімні конструкції зубних протезів:			
			пластинкові			
			Часткові	Повні	разом	p
1			2	3	4	5
Всього конструкцій			11348	12190	23538	
зміна кольору	РПЕ	абс.	4	8	12	t=0,2
		P±m,%*	0,02±0,02	0,03±0,04	0,1±0,0	p>0,05
	ВПЕ	абс.	53	31	84	t=2,1
		P±m,%*	0,4±0,1 ^a	0,1±0,1 ^a	0,4±0,1	p<0,05
тріщини базису	РПЕ	абс.	90	104	194	t=1,1
		P±m,%*	1,1±0,2	1,7±0,5	0,8±0,2	p>0,05
	ВПЕ	абс.	2050	2649	4699	t=1,2
		P±m,%*	19,5±1,5 ^a	23,1±2,5 ^a	20,0±5,0	p>0,05
порушення фіксації	РПЕ	абс.	46	153	199	t=2,0
		P±m,%*	0,7±0,2	2,4±0,8	0,8±0,2	p<0,05
	ВПЕ	абс.	2095	4215	6310	t=2,0
		P±m,%*	23,4±3,5 ^a	36,2±5,3 ^a	26,8±6,7	p<0,05

Продовження табл. 3.7

1		2	3	4	5	
поломка конструкції	РПЕ	абс.	17	4	21	t=1,78
		P±m,%*	0,5±0,2	0,1±0,1	0,1±0,01	p>0,05
	ВПЕ	абс.	1577	235	1812	t=3,3
		P±m,%*	12,6±1,5 ^a	4,3±2,0 ^a	7,7±1,9	p<0,01
порушення форми (стирання)	РПЕ	абс.	89	141	230	t=1,17
		P±m,%*	1,1±0,3	1,6±0,3	1,0±0,2	p>0,05
	ВПЕ	абс.	1219	872	2091	t=0,93
		P±m,%*	15,3±2,6 ^a	12,0±2,4 ^a	8,9±2,2	p>0,05

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), (P±m) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – p≤0,05 у порівнянні з РПЕ; * - середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Тріщини ПП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлені з частотою (1,1±0,2)% - серед часткових та (1,7±0,5)% - серед повних ПП (p<0,05). У віддаленому періоді, як для повних, так і для часткових ПП частота тріщин достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (19,5±1,5)% та (23,1±2,5)% конструкцій (p>0,05). В середньому, для ПП у ранньому періоді наявність тріщин виявлена у (0,8±0,2)% , у віддаленому – тріщини зареєстровані на (20,0±5,0)% конструкціях (p<0,001).

Порушення фіксації ПП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлені з частотою (0,7±0,2)% - серед часткових та (2,4±0,5)% - серед повних ПП (p<0,05). У віддаленому періоді, як для повних, так і для часткових ПП частота порушення фіксації протеза достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (23,4±3,5)% та (36,2±5,3)% конструкцій (p>0,05). В середньому, для ПП у ранньому періоді порушення фіксації ПП зареєстровано у (0,8±0,2)% випадків, тоді як у віддаленому – у (26,8±6,7)% конструкцій.

Поломка МП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена з частотою $(0,5 \pm 0,2)\%$ - серед повних та $(0,1 \pm 0,1)\%$ - серед часткових ПП ($p < 0,05$). У віддаленому періоді, як для повних, так і для часткових ПП частота поломок конструкції достовірно ($p < 0,001$) зростала та, відповідно, становила $(12,6 \pm 1,5)\%$ та $(4,3 \pm 2,0)\%$ випадків та достовірно залежала від виду конструкції ($p < 0,05$). В середньому, для ПП у ранньому періоді їх поломка мала місце у $(0,1 \pm 0,001)\%$ випадків, тоді як у віддаленому – становила $(8,9 \pm 2,2)\%$ конструкцій ($p < 0,05$).

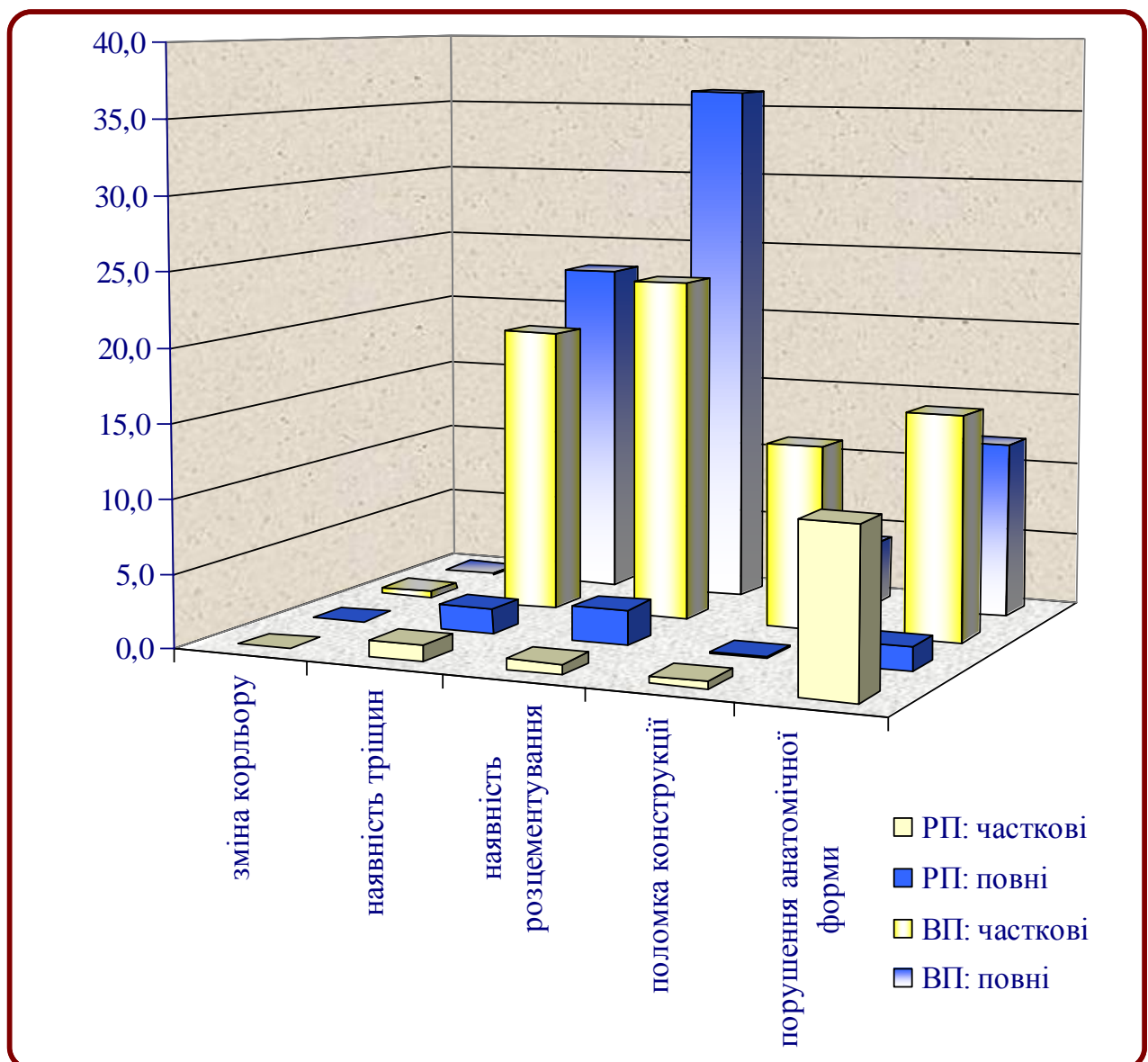


Рис. 3.3 Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: часткові та повні пластинкові знімні протези

Таблиця 3.8

Прогностична цінність ознак зниження якості пластинкових протезів
залежно від тривалості їх клінічної експлуатації

Ранг фактора	Індикатори оцінки якості конструкції		Терміни клінічної експлуатації ортопедичної конструкції				Прогностична цінність	Інформативність критерія	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	Індикатори	градації	абс.	P±m (%)	абс.	P±m (%)			
1.	Порушення фіксації	так	199	0,8±0,2	6310	26,8±0,9	-14,9	1,945	p<0,0001
		ні	23339	99,2±0,2	17228	73,2±0,9	+1,3	0,171	
		всього	23538	100,0	23538	100,0	-	2,116	
2.	Тріщини базису	так	194	0,8±0,2	4699	20,0±0,8	-13,9	1,335	p<0,0001
		ні	23344	99,2±0,2	18839	80,0±0,8	+1,0	0,100	
		всього	23538	100,0	23538	100,0	-	1,435	
3.	Поломка конструкції	так	21	0,1±0,1	1812	7,7±0,5	-19,6	0,744	p<0,0001
		ні	23517	99,9±0,1	21726	92,3±0,3	+0,3	0,013	
		всього	23538	100,0	23538	100,0	-	0,757	
4.	Порушення анатомічної форми	так	230	1,0±0,2	2091	8,9±0,6	-9,4	0,379	p<0,01
		ні	23308	99,0±0,2	21447	91,1±0,6	+0,4	0,014	
		всього	23538	100,0	23538	100,0	-	0,393	
5.	Зміна кольору	так	12	0,005±0,001	84	0,03±0,01	-9,0	0,013	p>0,05
		ні	23526	99,995±0,001	23454	99,7±0,01	0,0	0,000	
		всього	23538	100,0	23538	100,0	-	0,013	

Порушення анатомічної форми ПП за рахунок стирання у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлено з частотою (1,1±0,3)% - серед часткових ПП та (1,6±0,3)% - серед повних ПП (p>0,05). У віддаленому періоді, як для часткових, так і для повних ПП частота ПАФ достовірно (p<0,001) зростала та, відповідно, становила (15,3±1,5)% та (12,0±2,4)% випадків та не залежала від виду конструк-

ції ПП ($p > 0,05$). В середньому, для ПП у ранньому періоді ПАФ мало місце у $(1,0 \pm 0,2)\%$ випадків, тоді як у віддаленому – становила $(8,9 \pm 2,2)\%$ конструкцій ($p > 0,05$). Отже, найбільш частою ознакою зниження якості пластиночних протезів на етапах їх клінічної експлуатації (рис. 3.3, табл. 3.8) є (подані у ранговій послідовності): порушення фіксації, тріщини базису, поломка конструкції, зміна анатомічної форми та кольору конструкції. Для практичного застосування індикаторів оцінки якості ПП нами досліджено прогностичну цінність ознак зниження їх якості залежно від тривалості експлуатації ПП (див. табл. 3.8) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є порушення фіксації ПП ($I = 2,116$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. Комплексну прогностичну оцінку якості ПП можна виконувати на основі опрацьованого спеціального табличного алгоритму прогнозування зниження якості ПП з використанням шкали оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (табл. 3.9).

Таблиця 3.9

Алгоритм прогнозування зниження якості пластиночних протезів

Індикатори оцінки якості пластиночних протезів залежно від тривалості їх клінічної експлуатації		Патометричні коефіцієнти	
		критерій	ПК
1.	Порушення фіксації	так	-14,9
		ні	+1,3
2.	Тріщини базису	так	-13,9
		ні	+1,0
3.	Поломка конструкції	так	-19,6
		ні	+0,3
4.	Порушення анатомічної форми	так	-9,4
		ні	+0,4
5.	Зміна кольору	так	-9,0
		ні	+0,0

Шкала оцінки якості пластиночних протезів			
	$PC_{\min} \leq -17,0$		$PC_{\max} \geq +24,0$
Низька якість			Висока якість

3.1.4. Бюгельні протези

Зміна кольору бюгельних протезів (БП), як прояв зниження їх якості (табл. 3.10) у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у $(0,07\pm 0,06)\%$ з фіксацією у вигляді опорно – утримуючого кламера та $(0,03\pm 0,03)\%$ у разі замкового кріплення ($p>0,05$). У віддаленому періоді, як для фіксації у вигляді кламера, так і замкових фіксацій частота зміни кольору не змінювалась: відповідно становила $(0,01\pm 0,1)\%$ та $(0,03\pm 0,03)\%$ ($p>0,05$). В середньому, для БП у ранньому періоді зміна кольору зафіксована у $(0,1\pm 0,01)\%$, у віддаленому – зареєстровані зміни кольору у $(0,04\pm 0,01)\%$ конструкцій.

Таблиця 3.10

Терміни та ознаки зниження якості бюгельних протезів

Терміни та ознаки зниження якості ортопедичної конструкції			Знімні конструкції зубних протезів: бюгельні			
			кламер	замок	разом	p
1			2	3	4	5
Всього конструкцій			7100	1803	8903	
зміна кольору	РПЕ	абс.	3	2	5	t=0,59
		P±m,%*	0,07±0,06	0,03±0,03	0,1±0,01	p>0,05
	ВПЕ	абс.	2	2	4	t=0,63
		P±m,%*	0,01±0,01 ^a	0,03±0,03 ^a	0,04±0,01	p>0,05
тріщини базису	РПЕ	абс.	-	-	-	-
		P±m,%*	-	-	-	-
	ВПЕ	абс.	9	-	9	-
		P±m,%*	0,1±0,07	-	0,1±0,01	-
порушення фіксації	РПЕ	абс.	20	5	25	t=0,82
		P±m,%*	1,0±0,4	0,5±0,4	0,3±0,1	p>0,05
	ВПЕ	абс.	227	43	270	t=1,04
		P±m,%*	3,0±0,3 ^a	3,7±0,6 ^a	3,0±0,8	p>0,05

Продовження табл. 3.10

1		2	3	4	5	
поломка конструкції	РПЕ	абс.	15	4	19	t=2,13
		P±m,%*	0,5±0,1	1,8±0,6	0,2±0,1	p<0,05
	ВПЕ	абс.	106	23	129	t=0,17
		P±m,%*	1,9±0,3 ^a	1,8±0,5 ^a	1,4±0,4	p>0,05
порушення форми (стирання)	РПЕ	абс.	61	28	89	t=0,31
		P±m,%*	1,3±0,4	1,5±0,5	1,0±0,2	p>0,05
	ВПЕ	абс.	165	50	215	t=2,18
		P±m,%*	2,4±0,4 ^a	3,8±0,5 ^a	2,4±0,6	p<0,05

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), (P±m) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – p≤0,05 у порівнянні з РПЕ

Тріщини бюгельних протезів у ранньому періоді їх клінічної експлуатації не виявлені, тоді як у віддаленому періоді клінічної експлуатації БП з фіксацією у вигляді опорно-утримуючого кламера виявлено 9 випадків – (0,1±0,07)% тріщин базису протеза.

Водночас, порушення фіксації БП у ранньому періоді їх експлуатації виявлені з частотою (1,0±0,4)% - для кламер-фіксуєчих конструкцій та (0,5±0,4)% для БП з фіксацією у вигляді замка. У віддаленому періоді, виявлена тенденція до зростання частоти порушення фіксації БП, незалежно від різновиду їх фіксації. Так, кламер - фіксуєчі БП у віддаленому періоді характеризуються зростанням частоти порушення фіксації до рівня (3,0±0,3)%, а замкові – на рівні (3,7±0,6)%, p>0,05. Поломка БП у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у (0,2±0,1)% випадків та достовірно (p<0,05) частішою була у разі застосування замкової фіксації протеза (кламер – (0,5±0,1)%, замок – (1,8±0,6)%); тоді як у віддаленому періоді – поломки зареєстровано однаково часто (незалежно від виду фіксації протеза) – на рівні (1,4±0,4)%.

Порушення анатомічної форми штучних зубів БП у ранньому періоді виявлено з частотою $(1,0 \pm 0,2)\%$ та не залежало від виду фіксації протеза (кламер – $(1,3 \pm 0,4)\%$, замок $(1,5 \pm 0,5)\%$, $p > 0,05$). У віддаленому періоді має місце достовірне ($p < 0,05$) зростання частоти порушення анатомічної форми штучних зубів незалежно від виду фіксації протеза. Окрім того, виявлено, що у разі застосування замкових фіксацій БП – частота порушення форми штучних зубів за рахунок їх стирання достовірно ($p < 0,05$) вища (становить $(3,8 \pm 0,5)\%$), ніж у разі застосування кламер-утримуючої фіксації (становить $(2,4 \pm 0,4)\%$).

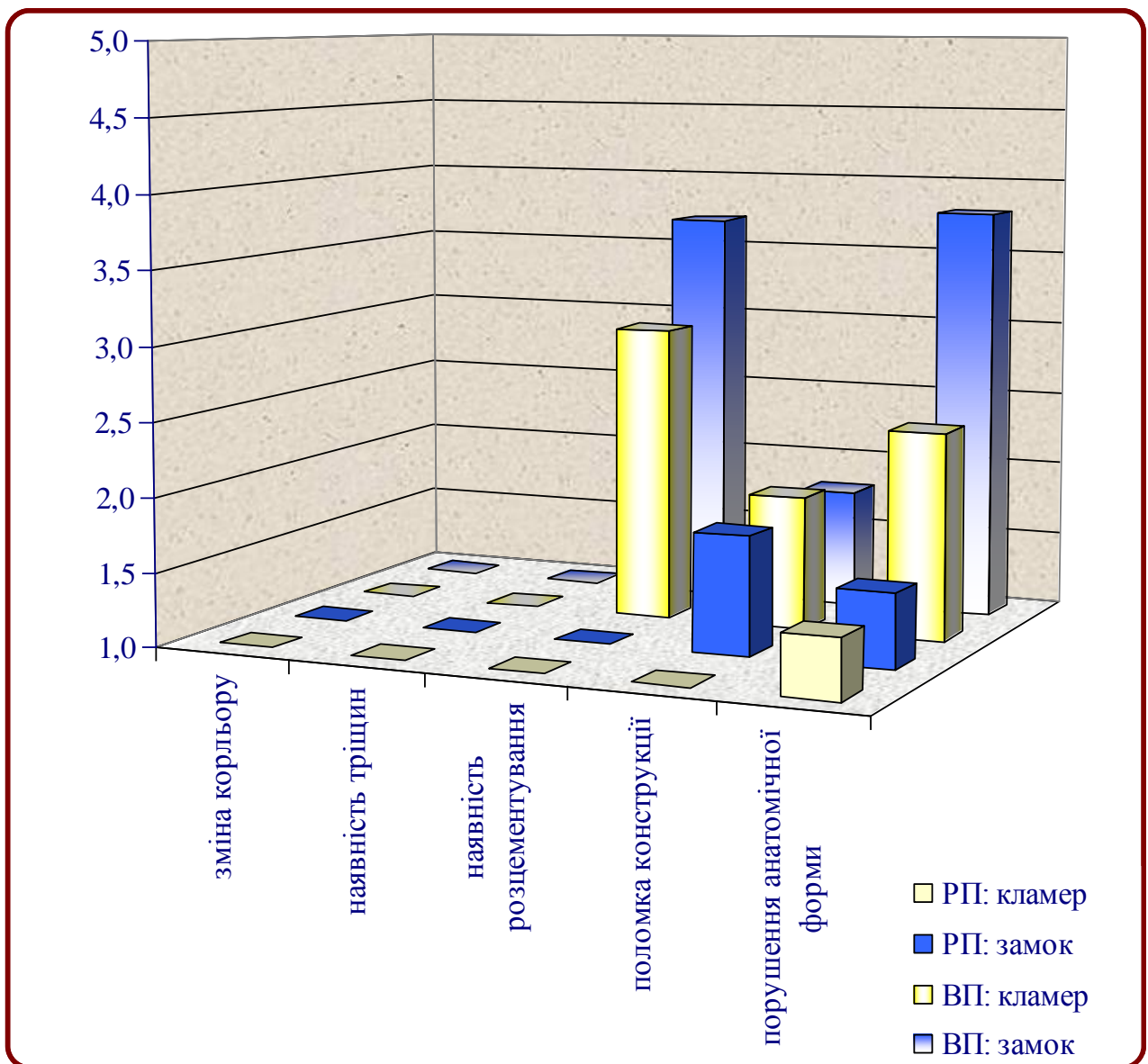


Рис. 3.4 Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: бюгельні протези

Застосовуючи стандартизовану процедуру визначення прогностичної цінності та інформативності критеріїв оцінки якості БП на етапах їх клінічного застосування (табл. 3.11), отримано відносні показники (частоту) що характеризують експлуатаційну якість конструкції та розраховано прогностичні коефіцієнти і інформативність (у бітах) достовірних критеріїв.

Таблиця 3.11

Прогностична цінність ознак зниження якості бюгельних протезів
залежно від тривалості їх клінічної експлуатації

Ранг фактора	Індикатори оцінки якості конструкції		Терміни клінічної експлуатації ортопедичної конструкції				Прогностична цінність	Інформативність критерія	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	Індикатори	градації	абс.	P±m (%)	абс.	P±m (%)			
1.	Порушення фіксації	так	25	0,2±0,2	270	3,0±0,6	-11,3	0,159	p<0,05
		ні	8878	99,8±0,2	8633	97,0±0,6	+0,1	0,002	
		всього	8903	100,0	8903	100,0	-	0,161	
2.	Поломка конструкції	так	19	0,2±0,2	129	1,4±0,4	-8,0	0,049	p<0,01
		ні	8884	99,8±0,2	8874	98,6±0,4	+0,1	0,000	
		всього	8903	100,0	8903	100,0	-	0,049	
3.	Тріщини базису	так	0	-	9	0,10±0,03	-9,5	0,042	p>0,05
		ні	8903	-	8894	99,9±0,03	0,0	0,000	
		всього	8903	100,0	8903	100,0	-	0,042	
4.	Порушення анатомічної форми	так	89	1,0±0,1	215	2,4±0,2	-3,8	0,027	p<0,0001
		ні	8814	99,0±0,1	8688	97,6±0,2	+0,1	0,001	
		всього	8903	100,0	8903	100,0	-	0,028	
5.	Зміна кольору	так	5	0,06±0,02	4	0,05±0,02	-1,0	0,001	p>0,05
		ні	8898	99,94±0,02	8899	99,95±0,02	0,0	0,000	
		всього	8903	100,0	8903	100,0	-	0,001	

Отже, найбільш частою ознакою зниження якості бюгельних протезів на етапах їх клінічної експлуатації (рис. 3.4, табл. 3.11) є (подані у ранговій послідовності): порушення фіксації, поломка конструкції, тріщини базису, зміна анатомічної форми штучних зубів та кольору. Для практичного застосування індикаторів оцінки якості БП нами досліджено прогностичну цінність ознак зниження їх якості залежно від тривалості експлуатації БП (див. табл. 3.11) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є порушення фіксації ПП ($I=0,161$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. Комплексну прогностичну оцінку якості БП можна виконувати на основі опрацьованого спеціального табличного алгоритму прогнозування зниження якості БП з використанням шкали оцінки якості на етапах клінічного застосування (табл. 3.12).

Таблиця 3.12

Алгоритм прогнозування зниження якості бюгельних протезів

Індикатори оцінки якості бюгельних протезів залежно від тривалості їх клінічної експлуатації		Патометричні коефіцієнти	
		критерій	ПК
1.	Порушення фіксації	так	-11,3
		ні	+0,1
2.	Поломка конструкції	так	-8,0
		ні	+0,1
3.	Тріщини базису	так	-9,5
		ні	+0,0
4.	Порушення анатомічної форми	так	-3,8
		ні	+0,1
5.	Зміна кольору	так	-1,0
		ні	+0,0

Шкала оцінки якості бюгельних протезів

	$PC_{\min} \leq -17,0$		$PC_{\max} \geq +17,0$	
Низька якість			Висока якість	

3.2. Порівняльна оцінка якості ортопедичних конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації

На етапах клінічної експлуатації ортопедичних конструкцій (у ранньому та віддаленому періодах) виконана порівняльна оцінка якості 20329 штучних коронок (пластмасові – 13304 од; комбіновані по Белкіну, Бородюку, Ахметову – 7025 од), 15621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9789 од; комбінованих – 5832 од), 23538 пластинкових протезів (часткових – 11340 од; повних – 12190 од) та 8903 бюгельних протезів (з фіксуєчими елементами у вигляді кламерів системи Нея – 7100 од та з замковою фіксацією – 1803 од).

З цією метою для кожного із видів ортопедичних конструкцій застосовано наступні індикатори: індекс клініко-технологічної якості ($I_{ТЯ}$ - співвідношення між загальною кількістю ознак зниження якості ортопедичної конструкції до загальної кількості таких конструкцій) та показник рівня якості (ЯП, % - питома вага ортопедичних конструкцій задовільної якості).

3.2.1. Незнімні конструкції зубних протезів

Якість штучних коронок (табл. 3.13), як з'ясовано у дослідженні визначається тривалістю клінічної експлуатації конструкції та їх видом (пластмасові / комбіновані). Так, у ранньому періоді клінічної експлуатації пластмасові коронки характеризуються більш високим рівнем якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(96,8 \pm 0,8)\%$ та $(92,1 \pm 1,6)\%$, $p < 0,05$), що залежить від загальної частоти окремих проявів зниження якості конструкцій (для пластмасових – $(3,2 \pm 0,8)\%$; для комбінованих – $(12,0 \pm 2,5)\%$, $p < 0,01$) та питомої ваги ортопедичних конструкцій з ознаками зниження якості ($I_{ТЯ}$: для пластмасових – $(1,4 \pm 0,1)\%$; для комбінованих – $(1,3 \pm 0,1)\%$, $p < 0,01$). У віддаленому періоді клінічної експлуатації пластмасові коронки характеризуються більш виразним зменшенням рівня якості ортопедичної конструкції, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(52,9 \pm 3,5)\%$ та $(39,1 \pm 3,7)\%$, $p < 0,05$), що насамперед відбувається за рахунок зростання зага-

льної частоти окремих проявів зниження якості конструкцій (для пластмасових – $(47,1\pm 3,5)\%$; для комбінованих – $(77,9\pm 9,6)\%$, $p < 0,01$); при цьому $I_{ТЯ}$ залишається стабільним.

Таблиця 3.13

Узагальнені кваліметричні показники на етапах
клінічної експлуатації незнімних конструкцій

Терміни та критерії оцінки якості конструкції			Незнімні конструкції зубних протезів			
			пластмасові	комбіновані	разом	p
штучні коронки	РПЕ	абс.	597	726	1323	$p < 0,01$
		$P \pm m, \%$	$3,2 \pm 0,8$	$12,0 \pm 2,5$	$6,5 \pm 1,7$	
		$I_{ТЯ}$	$1,4 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,1$	$p > 0,05$
		ЯП	$96,8 \pm 0,8$	$92,1 \pm 1,6$	$94,3 \pm 1,0$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	7317	4944	12261	$p < 0,05$
		$P \pm m, \%$	$47,1 \pm 3,5^a$	$77,9 \pm 9,6^a$	$60,3 \pm 8,0$	
		$I_{ТЯ}$	$1,2 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,1$	$1,2 \pm 0,1$	$p > 0,05$
		ЯП	$52,9 \pm 3,5^a$	$39,1 \pm 3,7^a$	$49,4 \pm 3,3$	$p < 0,05$
мостоподібні протези	РПЕ	абс.	708	856	1564	$p < 0,05$
		$P \pm m, \%$	$7,2 \pm 1,9$	$14,7 \pm 3,3$	$10,0 \pm 2,5$	
		$I_{ТЯ}$	$1,2 \pm 0,05$	$1,2 \pm 0,1$	$1,2 \pm 0,03$	$p > 0,05$
		ЯП	$93,9 \pm 1,9$	$87,1 \pm 2,1$	$90,4 \pm 1,7$	$p < 0,01$
	ВПЕ	абс.	6760	3804	10564	$p > 0,05$
		$P \pm m, \%$	$69,1 \pm 4,6^a$	$65,2 \pm 5,0^a$	$67,6 \pm 8,5$	
		$I_{ТЯ}$	$1,5 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,07$	$p > 0,05$
		ЯП	$55,2 \pm 2,2^a$	$47,0 \pm 1,9^a$	$51,4 \pm 1,5$	$p < 0,05$

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), $(P \pm m) \%$ – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – $p < 0,05$ у порівнянні з РПЕ; * - середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

зного ложа, що може спричиняти атрофію альвеолярного паростка вже у ранньому періоді тощо. Не виключено і вплив недоврахування стану слизової оболонки та фізико-механічних властивостей відбиткового матеріалу, методики отримання функціонального відбитка протезного ложа. У віддаленому періоді клінічної експлуатації пластинкових протезів виявлено зниження ($p < 0,05$) їх технологічної якості, у більшій мірі – повних ($1,6 \pm 0,1$), ніж часткових ($1,3 \pm 0,1$). Тоді як зменшенням показника якості ортопедичної конструкції – навпаки (ЯП: часткові - $(46,7 \pm 2,0)\%$ та повні - $(58,4 \pm 5,5)\%$, $p < 0,05$). Отже повні пластинкові протези порівняно не так часто, як часткові потребують заміни у віддаленому періоді, однак кількість проявів зниження якості повних протезів – достовірно більша.

Таблиця 3.14

Узагальнені кваліметричні показники на етапах клінічної експлуатації пластинкових протезів

Терміни та критерії оцінки якості конструкції			Знімні конструкції зубних протезів			
			часткові	повні	разом	p
пластинкові протези	РПЕ	абс.	246	410	656	$p > 0,05$
		$P \pm m, \%$	$3,5 \pm 0,7$	$5,9 \pm 1,4$	$2,8 \pm 0,7$	
		$I_{ТЯ}$	$1,2 \pm 0,06$	$2,6 \pm 0,1$	$1,8 \pm 0,1$	$p < 0,001$
		ЯП	$98,1 \pm 0,5$	$98,5 \pm 0,5$	$98,3 \pm 0,5$	$p > 0,05$
	ВПЕ	абс.	6994	8002	14996	$p > 0,05$
		$P \pm m, \%$	$71,3 \pm 6,0^a$	$75,9 \pm 9,6^a$	$63,7 \pm 8,0$	
		$I_{ТЯ}$	$1,3 \pm 0,1$	$1,6 \pm 0,1$	$1,5 \pm 0,1$	$p < 0,05$
		ЯП	$46,7 \pm 2,0^a$	$58,4 \pm 5,5^a$	$52,8 \pm 4,2$	$p < 0,05$

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), $(P \pm m) \%$ – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – $p \leq 0,05$ у порівнянні з РПЕ; * - середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Бюгельні протези.

Оцінка результатів клінічної експлуатації бюгельних протезів (табл. 3.15) свідчать, що частота зниження якості цього типу конструкцій зубних протезів визначається видом фіксації протеза та лише у віддаленому періоді. Однак, у ранньому періоді виявлені відмінності між протезами з різним видом фіксації за індексом технологічної якості конструкції ($I_{ТЯ}$: кламер – $(1,4 \pm 0,06)\%$; замок – $(1,2 \pm 0,07)\%$, $p < 0,05$).

Таблиця 3.15

Узагальнені кваліметричні показники на етапах
клінічної експлуатації бюгельних протезів

Терміни та критерії оцінки якості конструкції			Знімні конструкції зубних протезів			
			кламер	замок	разом	p
Бюгельні протези	РПЕ	абс.	99	39	138	$t=0,63$
		$P \pm m, \%$	$2,9 \pm 0,9$	$3,8 \pm 1,1$	$1,6 \pm 0,4$	$p > 0,05$
		$I_{ТЯ}$	$1,4 \pm 0,06$	$1,2 \pm 0,07$	$1,3 \pm 0,1$	$t=2,16$ $p < 0,05$
		ЯП	$98,9 \pm 0,5$	$97,9 \pm 0,8$	$98,8 \pm 0,5$	$t=1,06$ $p > 0,05$
	ВПЕ	абс.	509	118	6274	$t=2,01$
		$P \pm m, \%$	$7,5 \pm 0,4^a$	$9,3 \pm 0,8^a$	$7,0 \pm 0,9$	$p < 0,05$
		$I_{ТЯ}$	$1,7 \pm 0,1$	$2,3 \pm 0,1$	$1,8 \pm 0,1$	$t=4,24$ $p < 0,05$
		ЯП	$95,7 \pm 0,30^a$	$96,9 \pm 0,52^a$	$96,0 \pm 0,3$	$t=2,00$ $p < 0,05$

Примітка: РПЕ – прояви зниження якості конструкції у ранньому періоді (до 24 міс), ВПЕ – прояви зниження якості конструкції у віддаленому періоді (понад 24 міс), $(P \pm m) \%$ – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – $p \leq 0,05$ у порівнянні з РПЕ; * - середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

У віддаленому періоді клінічної експлуатації бюгельних протезів виявлено зниження ($p < 0,05$) їх технологічної якості, у більшій мірі – з замковою фіксацією ($2,3 \pm 0,1$), ніж у вигляді кламера ($1,7 \pm 0,1$). Тоді як зменшення показника якості ортопедичної конструкції – навпаки (ЯП: кламер - ($95,7 \pm 0,30$)% та замок - ($96,9 \pm 0,52$)%, $p < 0,05$). Слід зазначити, що бюгельні протези, порівняно з іншими ортопедичними конструкціями зубних протезів характеризуються найбільшими рівнями якості як на ранньому етапі їх клінічної експлуатації, так і у віддалені терміни (рис. 3.5).

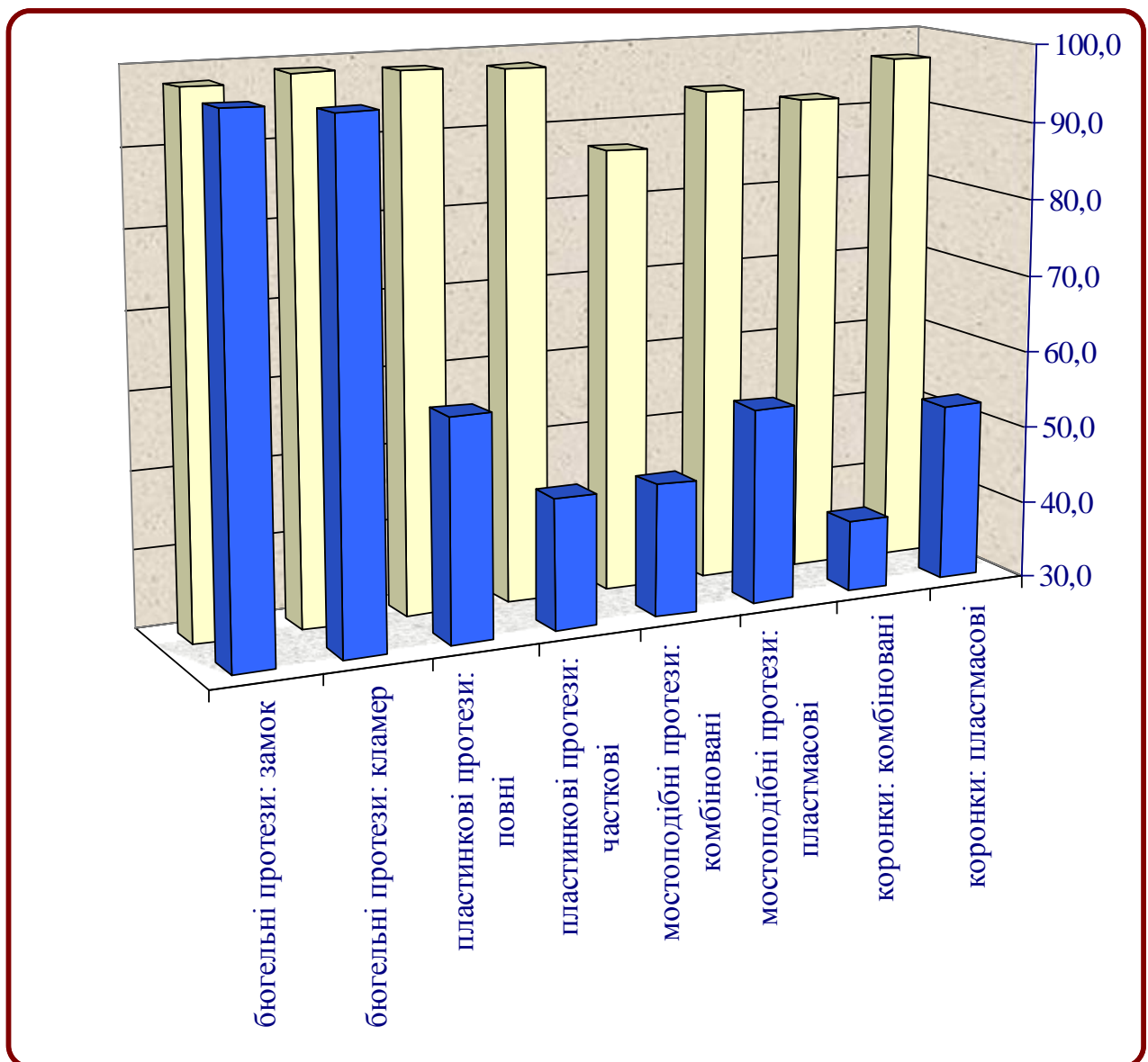


Рис.3.5. Узагальнена порівняльна оцінка якості ортопедичних конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації

3.3. Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків

Клініко - популяційний аналіз причин зниження якості ортопедичних конструкцій дозволив виявити низку впливових факторів; з'ясовано, що вплив цих факторів у ранньому та віддаленому періодах – різниться (рис.3.6). Так, у ранньому періоді клінічної експлуатації визначальними факторами якості конструкцій є структура кадрового забезпечення лікарями стоматологічних поліклінік, зокрема – індекс кадрового забезпечення (F_9 : $KC=0,727$) та питома вага ортопедів - стоматологів першої кваліфікаційної категорії (F_2 : $KC=0,453$), тоді як у віддаленому найбільш впливовий фактор – кваліфікація зубних техніків: питома вага зубних техніків без кваліфікаційної категорії (F_8 : $KC=0,517$).

Зважаючи на те, що на якість ортопедичних конструкцій можуть впливати різні фактори, виконано багатофакторний кореляційний аналіз (метод парної кореляції по Спірмену) для кожного із виду конструкцій (табл. 3.16).

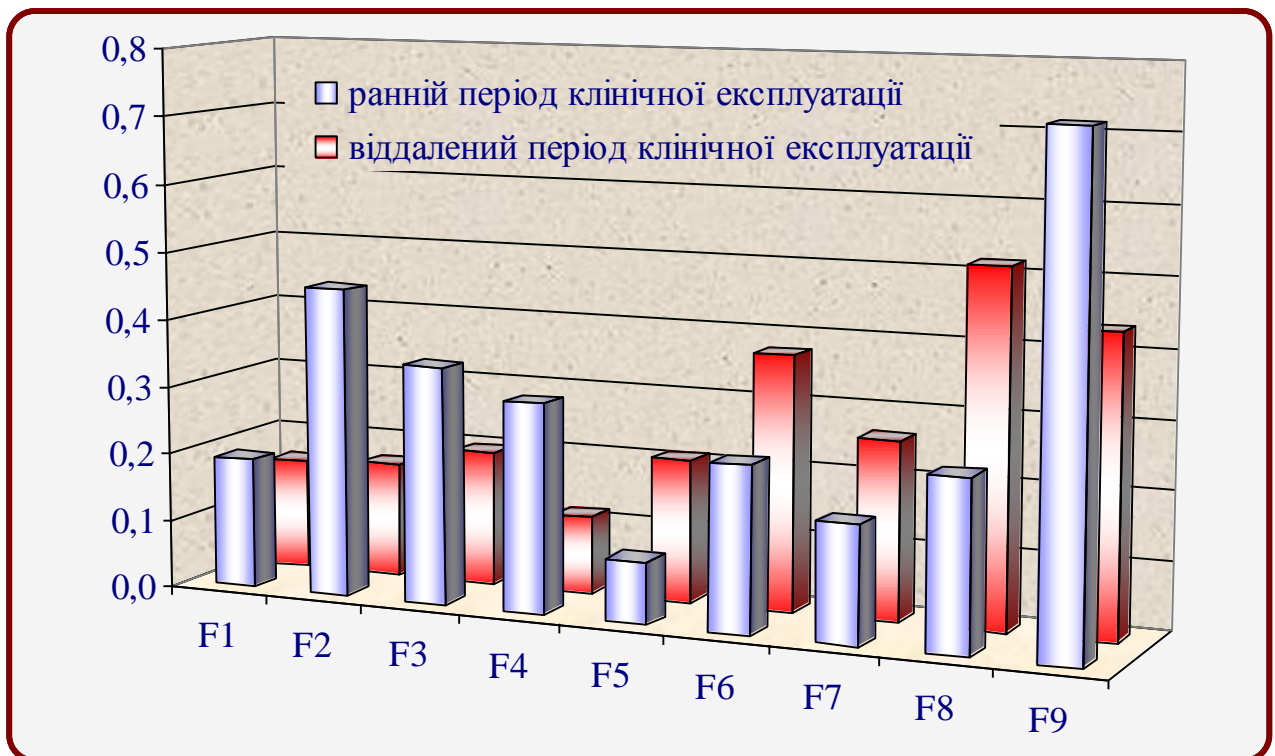


Рис.3.6 Коефіцієнти системоутворення окремих факторів: вплив на якість конструкції у ранньому та віддаленому періодах

Таблиця 3.16

Корелограма взаємозв'язків якості ортопедичних конструкцій
на етапах їх клінічної експлуатації

Види ортопедичних конструкцій		Організаційно-технологічні фактори								
		F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈	F ₉
Коронки	РПЕ	0,143	0,008	0,325	0,099	0,120	0,325	-0,067	-0,203	0,437
	ВПЕ	0,122	-0,284	0,451	-0,016	0,216	0,300	-0,039	-0,402	0,783
Мостоподібні протези	РПЕ	-0,085	-0,918	0,665	0,435	-0,077	0,073	-0,029	0,019	0,814
	ВПЕ	0,108	-0,199	0,116	-0,056	0,372	0,617	0,293	-0,815	0,193
Знімні пластинкові протези	РПЕ	0,233	-0,378	0,108	-0,513	-0,016	-0,256	-0,185	0,281	0,799
	ВПЕ	-0,051	0,006	0,164	0,162	-0,039	0,139	-0,011	-0,272	0,503
Бюгельні протези	РПЕ	-0,306	-0,509	0,295	0,179	-0,152	-0,313	-0,400	0,492	0,859
	ВПЕ	0,370	-0,188	-0,066	-0,221	0,211	0,440	0,704	-0,580	-0,256
КС	РПЕ	0,192	0,453	0,348	0,307	0,091	0,242	0,170	0,249	0,727
	ВПЕ	0,163	0,169	0,199	0,114	0,210	0,374	0,262	0,517	0,434

Примітка: F₁ – питома вага ортопедів - стоматологів вищої кваліфікаційної категорії, F₂ – питома вага ортопедів - стоматологів першої кваліфікаційної категорії, F₃ – питома вага ортопедів - стоматологів другої кваліфікаційної категорії, F₄ – питома вага ортопедів - стоматологів без кваліфікаційної категорії, F₅ – питома вага зубних техніків вищої кваліфікаційної категорії, F₆ – питома вага зубних техніків першої кваліфікаційної категорії, F₇ – питома вага зубних техніків другої кваліфікаційної категорії, F₈ – питома вага зубних техніків без кваліфікаційної категорії, F₉ – індекс кадрового забезпечення (лікарі / зубні техніки), I_{ТЯ} – індекс технологічної якості лікування

Для забезпечення якості коронок у ранньому періоді найбільш значимими є рівень забезпеченості ЛПЗ лікарями ортопедами – стоматологами другої (та

вищої) кваліфікаційними категоріями (F_3 : $r_{XY}=-0,325$) та зубними техніками першої кваліфікаційної категорії, а у віддаленому виявлено зворотній середньої сили взаємозв'язок з питомою вагою зубних техніків без категорії (F_6 : $r_{XY}=-0,402$). Для мостоподібних протезів у ранньому періоді їх клінічної експлуатації найбільш значимим виявився вплив кваліфікації лікарів ортопедів - стоматологів, зокрема F_2 ($r_{XY}=-0,918$), F_3 ($r_{XY}=+0,665$), F_4 ($r_{XY}=+0,435$).

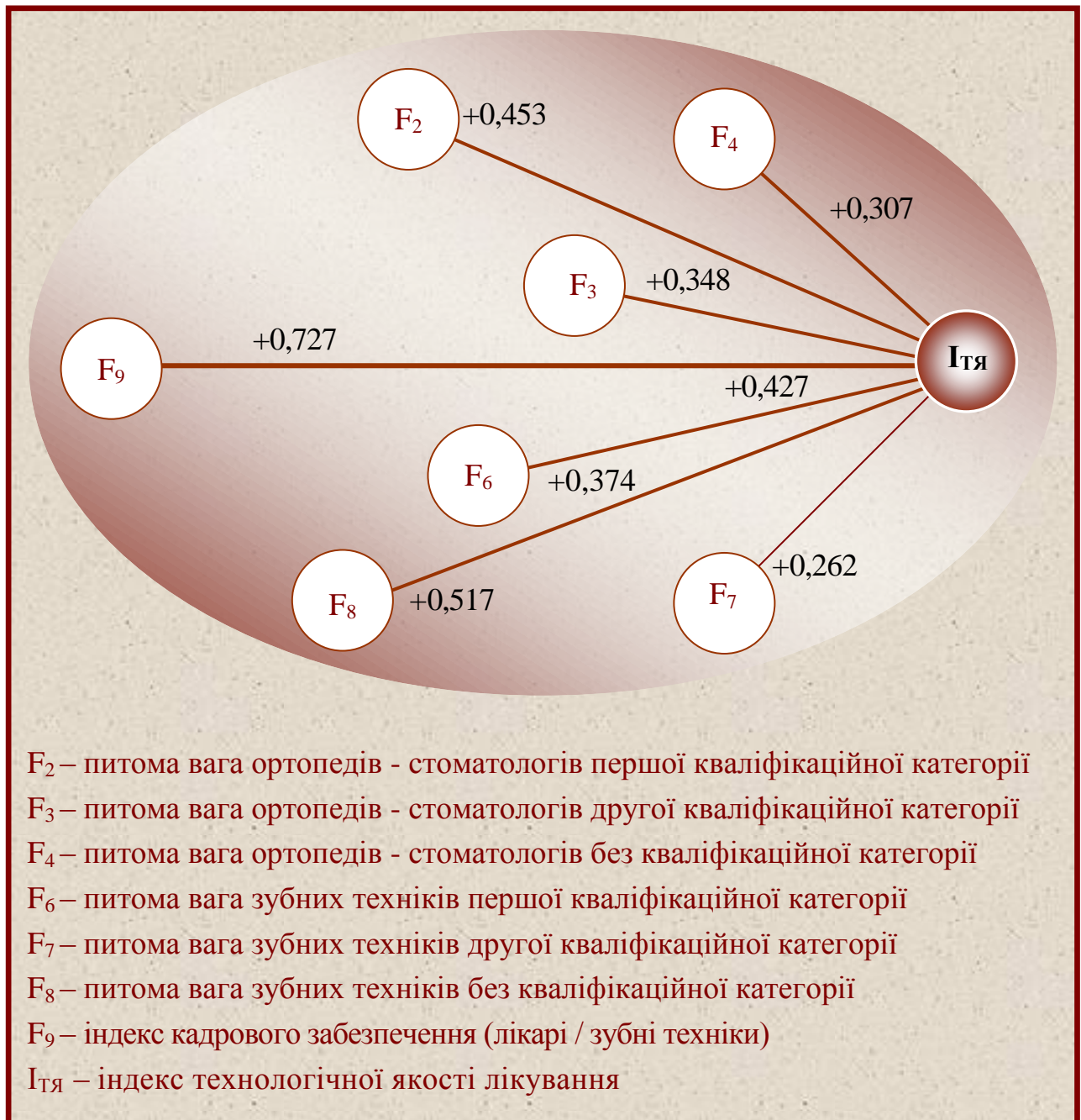


Рис.3.7. Кореляційні взаємозв'язки між індексом технологічної якості та організаційно – технологічними факторами

Дещо інші закономірності виявлені для знімних пластинкових протезів, а саме: F_2 ($r_{XY}=-0,378$), F_4 ($r_{XY}=-0,513$), F_6 ($r_{XY}=-0,256$). Слід зазначити, що якість бюгельних протезів у більшій мірі визначається кваліфікацією зубних техніків F_7 ($r_{XY}=-0,400$), F_8 ($r_{XY}=+0,482$), ніж кваліфікацією лікарів ортопедів – стоматологів F_2 ($r_{XY}=-0,509$).

Як продемонстровано на корелограмі взаємозв'язків індексу технологічної якості (див. рис. 3.7), в узагальненому вигляді можна дійти висновку, що найбільш значимим фактором якості виготовлення ортопедичних конструкцій знімних та незнімних зубних протезів є структура медичного персоналу ортопедичного відділення та його кваліфікація. При цьому, незалежно від вказаних факторів, клінічна експлуатація ортопедичних конструкцій відзначається зниженням їх якості, що не можна пояснити кваліфікацією персоналу та потребує більш детального вивчення з позицій стоматологічного матеріалознавства та технології виготовлення зубних протезів.

Маючи на меті вивчення безпосередніх та віддалених результати і виконання клініко-технологічної оцінки якості лікування хворих із застосуванням ОК зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва виконано за комплексною програмою (див. рис. 2.1) на клініко – популяційному рівні впродовж 10 років (на прикладі 11 стоматологічних поліклінік та відділень м. Харкова та Харківської області). У дослідженні враховано основні види ОК, кваліфікацію персоналу ортопедичних кабінетів, зубо-технічних лабораторій та показників зниження якості ОК на етапах їх клінічної експлуатації.

Штучні коронки. Найбільш частою ознакою зниження якості ШК на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.1) є: зміна кольору, розцементування, зміна анатомічної форми, формування тріщин, поломка конструкції. Доведено, що найбільш інформативним індикатором є зміна кольору ШК ($I=0,997$ біт), а інші індикатори розташовуються у послідовності зменшуваної інформативності. Слід зазначити, що між інформативністю індикаторів зниження якості ШК у ранньому та віддаленому періодах виявлені достовірні відмінності на рівні $p<0,0001$. На етапах клінічної експлуатації цих ОК виконана порівняльна оцінка якості 20329 ШК

(пластмасові – 13304 од; комбіновані по Белкіну, Бородюку, Ахметову – 7025 од). Якість штучних коронок (див. табл. 3.13), як з'ясовано у дослідженні визначається тривалістю клінічної експлуатації ОК та їх видом (пластмасові / комбіновані). Так, у РПЕ пластмасові коронки характеризуються більш високим рівнем якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(96,8 \pm 0,8)\%$ та $(92,1 \pm 1,6)\%$, $p < 0,05$), що залежить від загальної частоти окремих проявів зниження якості ОК (для пластмасових – $(3,2 \pm 0,8)\%$; для комбінованих – $(12,0 \pm 2,5)\%$, $p < 0,01$) та питомої ваги ОК з ознаками зниження якості ($I_{ТЯ}$: для пластмасових – $(1,4 \pm 0,1)\%$; для комбінованих – $(1,3 \pm 0,1)\%$, $p < 0,01$). У віддаленому періоді клінічної експлуатації пластмасові коронки характеризуються більш виразним зменшенням рівня якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(52,9 \pm 3,5)\%$ та $(39,1 \pm 3,7)\%$, $p < 0,05$), що насамперед відбувається за рахунок зростання загальної частоти окремих проявів зниження якості ОК (для пластмасових – $(47,1 \pm 3,5)\%$; для комбінованих – $(77,9 \pm 9,6)\%$, $p < 0,01$); при цьому $I_{ТЯ}$ залишається стабільним. Якість ШК у ранньому періоді залежить від рівня забезпеченості лікарями ортопедами – стоматологами другої (та вище) кваліфікаційними категоріями (F_3 : $r_{XY} = -0,325$), а ЗТЛ - зубними техніками I кваліфікаційної категорії, тоді як у віддаленому - виявлено зворотній середньої сили взаємозв'язок з питомою вагою зубних техніків без категорії (F_6 : $r_{XY} = -0,402$) та якістю ОК. На основі виявлених закономірностей опрацьовано спеціальний табличний алгоритм прогнозування зниження якості ШК та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.3).

Мостоподібні протези. Найбільш частою ознакою зниження якості МП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.2 та табл. 3.5) є: зміна кольору, розцементування, формування тріщин, зміна анатомічної форми, поломка конструкції. На етапах клінічної експлуатації виконана порівняльна оцінка якості 15621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9789 од; комбінованих – 5832 од) та доведено, що якість МП залежить від тривалості експлуатації цих ОК (див. табл. 3.5) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором зниження їх якості є зміна кольору МП ($I = 0,912$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. Якість МП (див. табл. 3.13), як з'ясовано у дослідженні також ви-

значається тривалістю клінічної експлуатації конструкції та їх видом (пластмасові / комбіновані). Так, у ранньому періоді клінічної експлуатації пластмасові МП характеризуються більш високим рівнем якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(93,9 \pm 1,9)\%$ та $(87,1 \pm 2,1)\%$, $p < 0,01$), що залежить від загальної частоти окремих проявів зниження якості ОК (для пластмасових – $(7,2 \pm 1,9)\%$; для комбінованих – $(14,7 \pm 3,3)\%$, $p < 0,05$) та, на відміну від коронок, $I_{ТЯ}$ МП не залежить від однорідності конструктивного матеріалу ($I_{ТЯ}$: для пластмасових – $(1,2 \pm 0,05)\%$; для комбінованих – $(1,2 \pm 0,1)\%$, $p > 0,05$). У ВПЕ і пластмасові і комбіновані МП характеризуються зменшенням рівня якості ОК (ЯП: відповідно $(55,2 \pm 2,2)\%$ та $(47,0 \pm 1,9)\%$, $p < 0,05$), що відбувається за рахунок зростання загальної частоти окремих проявів зниження якості (для пластмасових – $(69,1 \pm 4,6)\%$; для комбінованих – $(65,2 \pm 5,0)\%$, $p < 0,05$); при цьому $I_{ТЯ}$ достовірно не відрізняється та в середньому становить $1,4 \pm 0,07$. Для МП у РПЕ найбільш значимим виявився вплив кваліфікації лікарів ортопедів - стоматологів, зокрема F_2 ($r_{XY} = -0,918$), F_3 ($r_{XY} = +0,665$), F_4 ($r_{XY} = +0,435$). На основі виявлених закономірностей опрацьовано спеціальний табличний алгоритм прогнозування зниження якості МП та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.6).

Пластинкові протези. Найбільш частою ознакою зниження якості ПП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.3, табл. 3.8) є: порушення фіксації, тріщини базису, поломка конструкції, зміна анатомічної форми та кольору конструкції. Доведено, що зниження якості ПП залежить від тривалості експлуатації (див. табл. 3.8) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором зниження якості є порушення фіксації ПП ($I = 2,116$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. На етапах клінічної експлуатації виконана порівняльна оцінка якості 23538 пластинкових протезів (часткових – 11340 од; повних – 12190 од) та доведено, що (див. табл. 3.14) часткові та повні конструкції дещо відрізняються індексом технологічної якості та частотою окремих ознак її зниження залежно від етапу клінічної експлуатації протеза. Так, у РПЕ часткові пластинкові протези характеризуються різними рівнями технологічної якості ($I_{ТЯ}$: для часткових – $(1,2 \pm 0,06)\%$; для повних – $(2,6 \pm 0,1)\%$, $p < 0,001$) та однаковою якістю (ЯП: від-

повідно $(98,1 \pm 0,5)\%$ та $(98,5 \pm 0,5)\%$, $p > 0,05$), що пояснюється більшою кількістю ознак зниження якості повних ПП при однаковій частоті повторного ортопедичного лікування. Це можна пояснити раннім протезуванням після вилучення зубів, більш високим тиском на тканини протезного ложа, що може спричиняти атрофію альвеолярного паростка вже у РПЕ. У ВПЕ виявлено зниження ($p < 0,05$) технологічної якості ПП, у більшій мірі – повних $(1,6 \pm 0,1)$, ніж часткових $(1,3 \pm 0,1)$. Тоді як зменшенням показника якості – навпаки (ЯП: часткові - $(46,7 \pm 2,0)\%$ та повні - $(58,4 \pm 5,5)\%$, $p < 0,05$). Отже повні ПП, порівняно не так часто, як часткові потребують заміни у ВПЕ, однак кількість проявів зниження якості повних ПП – достовірно більша. Якість ПП залежить також від кваліфікації персоналу ОК та ЗТЛ: F_2 ($r_{XY} = -0,378$), F_4 ($r_{XY} = -0,513$), F_6 ($r_{XY} = -0,256$). Прогнозування змін якості ПП можна виконувати на основі опрацьованого табличного алгоритму прогнозування зниження якості ПП з використанням шкали оцінки якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.9).

Бюгельні протези. Доведено, що найбільш частою клінічною ознакою зниження якості БП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.4, табл. 3.11) є: порушення фіксації, поломка конструкції, тріщини базису, зміна анатомічної форми штучних зубів та кольору. Визначено (див. табл. 3.11), що зниження їх якості залежить від тривалості експлуатації БП та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є порушення фіксації БП ($I = 0,161$ біт). Оцінка результатів клінічної експлуатації БП (див. табл. 3.15) свідчить, що частота зниження якості цього типу ОК визначається видом фіксації протеза та лише у віддаленому періоді. Однак, у РПЕ виявлені відмінності між протезами з різним видом фіксації за індексом технологічної якості конструкції ($I_{ТЯ}$: кламер – $(1,4 \pm 0,06)\%$; замок – $(1,2 \pm 0,07)\%$, $p < 0,05$). У ВПЕ бюгельних протезів виявлено зниження ($p < 0,05$) їх технологічної якості, у більшій мірі – з замковою фіксацією $(2,3 \pm 0,1)$, ніж у вигляді кламера $(1,7 \pm 0,1)$. Тоді як зменшення показника якості ортопедичної конструкції – навпаки (ЯП: кламер - $(95,7 \pm 0,30)\%$ та замок - $(96,9 \pm 0,52)\%$, $p < 0,05$). Слід зазначити, що БП, порівняно з іншими ОК зубних протезів характеризуються найбільшими рівнями якості як на ранньому етапі їх клінічної експлуатації,

так і у віддалені терміни (див. рис. 3.5). Слід зазначити, що якість БП у більшій мірі визначається кваліфікацією зубних техніків F_7 ($r_{XY}=-0,400$), F_8 ($r_{XY}=+0,482$), ніж кваліфікацією лікарів ортопедів – стоматологів F_2 ($r_{XY}=-0,509$). Для прогнозування якості БП опрацьовано спеціальний табличний алгоритм та запропонована шкала оцінки якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.12).

Таким чином, у розділі вичерпно викладені наукові здобутки щодо вивчення безпосередніх та віддалених результатів з виконанням клініко - технологічної оцінки якості лікування хворих із застосуванням ОК зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва та визначені основні клініко-технологічні фактори, що впливають на якість лікування.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі опубліковані у наукових фахових виданнях та найшли відображення у тезах доповідей і обговоренні на науково - практичних конференціях, семінарах тощо:

1. Янішен І.В. Порівняльна оцінка якості незнімних конструкцій зубних протезів на етапах їх клінічної експлуатації / І.В. Янішен // Вісник проблем біології та медицини. – 2014. – Вип.4, Том1(113). – С. 399-403.

2. Янішен І.В. Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків / І.В. Янішен // Проблеми екологічної та медичної генетики і клінічної імунології: Збірник наукових праць. – Київ-Луганськ, 2014. – Вип.4(124). – С. 291-298.

3. Янішен І.В. Причини зниження якості та її прогнозування на етапах клінічної експлуатації незнімних конструкцій зубних протезів / І.В. Янішен // Вісник проблем біології та медицини. – 2014. – Вип.4, Том 2(114). – С. 345-349.

4. Янішен І.В. Якість незнімних конструкцій зубних протезів з позиції комплаєнтності стоматологічних матеріалів: результати регіонально - популяційного вивчення / І.В. Янішен // Global scientific unity 2014: the European scientific and practical congress, 26-27 september 2014. – Copengagen, 2014. – Vol.II. – P. 240-243.

5. Янішен І.В. Причини зниження якості та її прогнозування на етапах клінічної експлуатації знімних конструкцій зубних протезів / І.В.Янішен // Вісник проблем медицини та біології. – 2014. – Вип.4, Том 3(115). – С.346-351.

6. Янішен І.В. Аналіз причин зниження якості незнімних конструкцій зубних протезів та її прогнозування на етапах клінічної експлуатації / І.В. Янішен, І.В. Яріна // Стоматология славянских государств: труды VII международной конференции. – Белгород: ИД «Белгород» НИУ «БелГУ», – 2014. – С.464-468. Здобувачем проведений статистичний аналіз причин зниження якості протезів, здійснено прогнозування якості незнімних конструкцій зубних протезів, написання статті.

7. Янішен І.В. Залежність факторів, що визначають якість ортопедичних конструкцій / І.В. Янішен, А.В. Погоріла, О.В. Сідорова // Вісник проблем біології і медицини. – 2015. – Вип.4, Том 1(124). – С.314-318. Здобувачем проведено лікування та узагальнена порівняльна оцінка факторів, які визначають якість конструкції.

8. Янішен І.В. Сравнительная оценка качества несъёмных конструкций зубных протезов на этапах их клинической эксплуатации / И.В. Янішен, И.Н. Ярина, Н.В. Сохань // Стоматологинфо. – 2014. – Декабрь 2014 года. – С. 33-35. Здобувачем проведено ортопедичне лікування та порівнювальну оцінку якості зубних протезів, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних.

9. Янішен І.В. Незнімні конструкції зубних протезів – штучні коронки: причини зниження якості та її прогнозування на етапах клінічної експлуатації / І.В. Янішен, В.П. Голік, А.В. Погоріла // Питання експериментальної і клінічної стоматології: науково-практична конференція з міжнародною участю, Харків, 18 жовтня 2013 р.- Харків, 2013. - С. 45-47. Здобувачем виявлені причини зниження якості при ортопедичному лікуванні незнімними конструкціями зубних протезів, статистична обробка отриманих даних.

10. Yanishen I.V. Fixed dentures quality at the stages of its clinical durability / I.V. Yanishen, O.I. Kozitskaya // Сучасні проблеми народної і нетрадиційної медицини: науково-практична конференція з міжнародною участю, Київ, 16-17

жовтня 2014 р. - Київ, 2014. - С. 136-137. Здобувачем здійснено узагальнену оцінку, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів.

11. Янишен И.В. Оценка качества несъемных конструкций зубных протезов на этапах их клинической эксплуатации / И.В. Янишен, И.Н. Ярина // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015г. – Харьков, 2015. – С. 55-60. Здобувачем виконано набір клінічного матеріалу, здійснено написання тез.

РОЗДІЛ 4

ПОРІВНЯЛЬНА КВАЛІМЕТРИЧНА ОЦІНКА СТОМАТОЛОГІЧНИХ
МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЙ
ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

4.1. Конструкційні матеріали

Порівняльний аналіз якості конструкційних стоматологічних матеріалів для виготовлення базису знімних протезів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей акрилових пластмас холодної та гарячої полімеризації.

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості на прикладі конструкційних матеріалів: «Протакрил-М», «Редонт» та «Vertex castapres», що передбачено ISO-10139: деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу.

За показником деформації при стискуванні, як підтверджують результати лабораторних випробувань (табл.4.1), усі зубо-технічні матеріали відповідають вимогам ISO-10139, однак найбільш суттєво ($p \leq 0,05$) відрізняється матеріал «Vertex castapres», показник деформації при стискуванні якого – найменший та становить $(3,7 \pm 0,1) \%$, тоді як у матеріалу «Редонт» - $(3,9 \pm 0,2) \%$, а у «Протакрил-М» - $(4,0 \pm 0,1) \%$. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність коливається у межах $(0,151 \div 0,232)$ біт та відповідно становить: «Протакрил-М» - 0,151 біт, «Редонт» - 0,179 біт, «Vertex castapres» - 0,232 біт.

Таблиця 4.1

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ: акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення базису знімного протезу

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори по ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Протакрил-М»	«Редонт»	«Vertex castapres»
Деформація при стискуванні	(M±m), %	≤4,5	4,0±0,1	3,9±0,2	3,7±0,1 ^B
	S	1,0	0,889	0,867	0,822
	h ₀ , біт	0	0,151	0,179	0,232
Вигинаючі напруга	(M±m), МПа	≥65,0	77,8±4,0	82,5±3,0	86,6±4,0 ^B
	S	1,0	0,835	0,787	0,750
	h ₀ , біт	0	0,217	0,272	0,311
Ударна в'язкість	(M±m), кДж/см ²	≥3,0	4,3±0,2	4,1±0,3 ^c	5,4±0,5 ^B
	S	1,0	0,638	0,731	0,556
	h ₀ , біт	0	0,414	0,330	0,471
Опір стиранню	(M±m), Дж/м ²	≥30,0	54,5±0,5 ^a	49,8±0,4	48,0±0,6 ^B
	S	1,0	0,550	0,602	0,625
	h ₀ , біт	0	0,474	0,441	0,424
% залишкового мономеру	(M±m), %	≤1,50	2,6±0,2	2,2±0,3	1,9±0,1 ^B
	S	1,0	0,826	0,681	0,731
	h ₀ , біт	0	0,228	0,377	0,330
Водопоглинання	M±m, мг/см ³	≤32,0	29,6±0,5	28,8±1,1	29,4±0,4
	S	1,0	0,925	0,900	0,918
	h ₀ , біт	0	0,104	0,137	0,113
Узагальнений показник якості - H, біт			0,265	0,289	0,314

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^B – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

За показником вигинаючої напруги (див. табл.4.1), досліджувані матеріали на 20-30% перевищують індикативні значення ISO-10139, що здатне забезпечувати міцність базису при динамічних навантаженнях. Так, для матеріалу «Vertex castapres» вигинаюча напруга становить $(86,6 \pm 4,0)$ МПа, тоді як для матеріалу «Редонт» - $(82,5 \pm 3,0)$ МПа а «Протакрил-М» - $(77,8 \pm 4,0)$ МПа. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,217 \div 0,311)$ біт.

Ударна в'язкість зразків із матеріалів холодної полімеризації для виготовлення базису (див. табл.4.1) характеризується значним запасом міцності, що перевищує відповідне індикативне значення ISO-10139 на $(40 \div 80)\%$. При цьому, застосування матеріалу «Vertex castapres» становить $(5,4 \pm 0,5)$ кДж/см² та достовірно ($p \leq 0,001$) перевищує відповідний показник, як для матеріалу «Редонт» - $(4,1 \pm 0,3)$ кДж/см², так і для матеріалу «Протакрил-М» - $(4,3 \pm 0,2)$ кДж/см², що і забезпечує відповідні кваліметричні показники досліджуваних матеріалів у межах $(0,330 \div 0,471)$ біт.

Опір стирання полімеризату характеризується найбільшим ($p \leq 0,001$) опором для матеріалу «Протакрил-М» - $(54,5 \pm 0,5)$ кДж/см², тоді як матеріали «Редонт» та «Vertex castapres» за цією властивістю поступаються аналогу та, водночас перевищують показник ISO-10139 на $(50 \div 60)\%$. Ці закономірності і відображаються кваліметричними показниками, значення яких знаходяться у межах $(0,424 \div 0,474)$ біт.

Як з'ясовано в результаті аналізу даних лабораторних досліджень, рівень водопоглинання зразків матеріалів – граничний відносно показника ISO-10139 (див. табл.4.1) та достовірно від нього та досліджуваних аналогів не відрізняється ($p \geq 0,05$), коливаючись у межах $(28,8 \div 29,6)$ мг/см³. При цьому, за рівнем залишкового мономеру зразки, виготовлені із досліджуваних матеріалів на момент їх виготовлення характеризуються перевищенням вмісту залишкового мономера, що відповідно знижує якість конструкції зубного протезу та потребує урахування у технології полімеризації пластмас задля цілеспрямованого зниження питомої ваги залишкового мономера.

Узагальнений аналіз вивчених властивостей свідчить про наявність специфічного кваліметричного профілю для кожної із пластмас холодної полімеризації (рис.4.1).

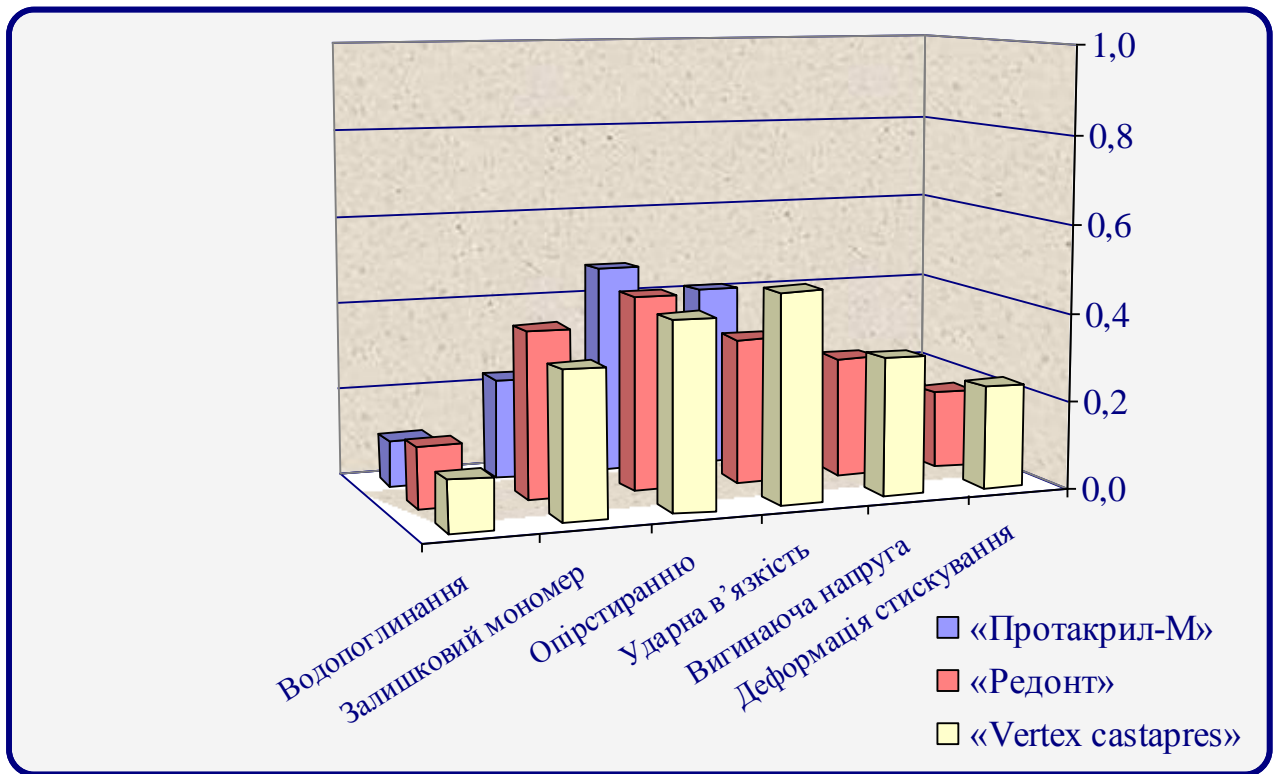


Рис.4.1. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення базису знімного протезу

Кваліметричну оцінку пластмас гарячої полімеризації досліджено за індикативними властивостями конструкційних матеріалів: «Етакрил-02», «Фторакс» та «Vertex rapid», що передбачено ISO-10139: деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу.

За показником деформації при стискуванні, як підтверджують результати лабораторних випробувань (табл.4.2), усі матеріали відповідають вимогам ISO-10139 та суттєво ($p > 0,05$) поміж собою не відрізняються. При цьому, досліджені матеріали характеризуються значним (2-2,5 рази) запасом міцності у порівнянні з індикативним показником. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,471 \div 0,525)$ біт.

Таблиця 4.2

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ: акрило-ві пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення базису знімного протезу

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори по ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Етакрил-02»	«Фторакс»	«Vertex rapid»
Деформація при стискуванні	(M±m), %	≤4,5	2,5±0,3	2,1±0,6	1,9±0,3
	S	1,0	0,555	0,467	0,422
	h ₀ , біт	0	0,471	0,513	0,525
Вигинаючи напруга	(M±m), МПа	≥65,0	117,6±3,2 ^a	101,6±2,0	98,7±4,1 ^b
	S	1,0	0,556	0,643	0,656
	h ₀ , біт	0	0,471	0,410	0,399
Ударна в'язкість	(M±m), кДж/см ²	≥3,0	5,8±0,9	5,3±0,6	4,6±0,7
	S	1,0	0,517	0,566	0,652
	h ₀ , біт	0	0,492	0,465	0,402
Опір стиранню	(M±m), Дж/м ²	30,0	39,5±0,3	38,7±0,5	41,8±0,5 ^b
	S	1,0	0,759	0,775	0,625
	h ₀ , біт	0	0,302	0,285	0,424
% залишкового мономеру	(M±m), %	0,50	0,43±0,09	0,42±0,11	0,51±0,10
	S	1,0	0,860	0,840	0,980
	h ₀ , біт	0	0,187	0,211	0,029
Водопоглинання	M±m, мг/см ³	32,0	26,4±0,9	27,8±1,2	28,3±0,8 ^b
	S	1,0	0,880	0,868	0,744
	h ₀ , біт	0	0,162	0,177	0,317
Узагальнений показник якості - H, біт			0,348	0,343	0,349

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

За показником вигинаючої напруги (див. табл.4.2), досліджувані матеріали на 30-90% перевищують індикативні значення ISO-10139, що здатне забезпечувати надміцність базису при динамічних навантаженнях. Так, для матеріалу «Vertex rapid» вигинаюча напруга становить $(98,7 \pm 4,1)$ МПа, тоді як для матеріалу «Фторакс» - $(101,6 \pm 2,0)$ МПа а «Етакрил-02» - $(117,6 \pm 3,2)$ МПа. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливаються у межах $(0,390 \div 0,471)$ біт, що свідчить по їх надвисоку технологічну якість.

Ударна в'язкість зразків із матеріалів гарячої полімеризації для виготовлення базису (див. табл.4.2) характеризується виразним запасом міцності, що перевищує відповідне індикативне значення ISO-10139 на $(50 \div 90)\%$. При цьому, застосування матеріалу «Vertex rapid» становить $(4,6 \pm 0,5)$ кДж/см² та достовірно не відрізняється від показника матеріалу «Фторакс» - $(5,3 \pm 0,6)$ кДж/см² та для матеріалу «Етакрил-02» - $(5,8 \pm 0,9)$ кДж/см², що і забезпечує відповідні кваліметричні показники у межах $(0,402 \div 0,492)$ біт.

Опір стирання полімеризату матеріалів гарячої полімеризації характеризується найбільшим ($p \leq 0,001$) опором для матеріалу «Vertex rapid» - $(41,8 \pm 0,5)$ кДж/см², тоді як матеріали «Фторакс» та «Етакрил-02» за цією властивістю перевищують індикативний показник та, водночас є достовірно нижчими, ніж для матеріалу «Vertex rapid»; кваліметричні закономірності відображаються показниками інформативності, що коливаються у межах $(0,285 \div 0,424)$ біт.

Питома вага залишкового мономера на момент виготовлення базису знімого протеза для матеріалів гарячої полімеризації коливається у межах $(0,42-0,51)\%$ та є найменшою у разі застосування матеріалу «Етакрил-02» - $(0,43 \pm 0,09)\%$, а найбільшим для матеріалу «Vertex rapid» - $(0,51 \pm 0,10)\%$, $p \geq 0,05$. При цьому, в результаті аналізу даних лабораторних досліджень виявлено, що і рівень водопоглинання зразків матеріалів гарячої полімеризації корелює з питомою вагою мономера, характеризуючись відповідними залежностями: найбільший для матеріалу «Vertex rapid» - $(28,3 \pm 0,8)\%$, а найменший – $(26,4 \pm 0,9)\%$ для матеріалу «Етакрил-02», $p > 0,05$.

Узагальнений аналіз вивчених властивостей матеріалів гарячої полімеризації для виготовлення базису зубних протезів свідчить про наявність специфічного кваліметричного профілю для кожної із досліджених пластмас (рис.4.2).

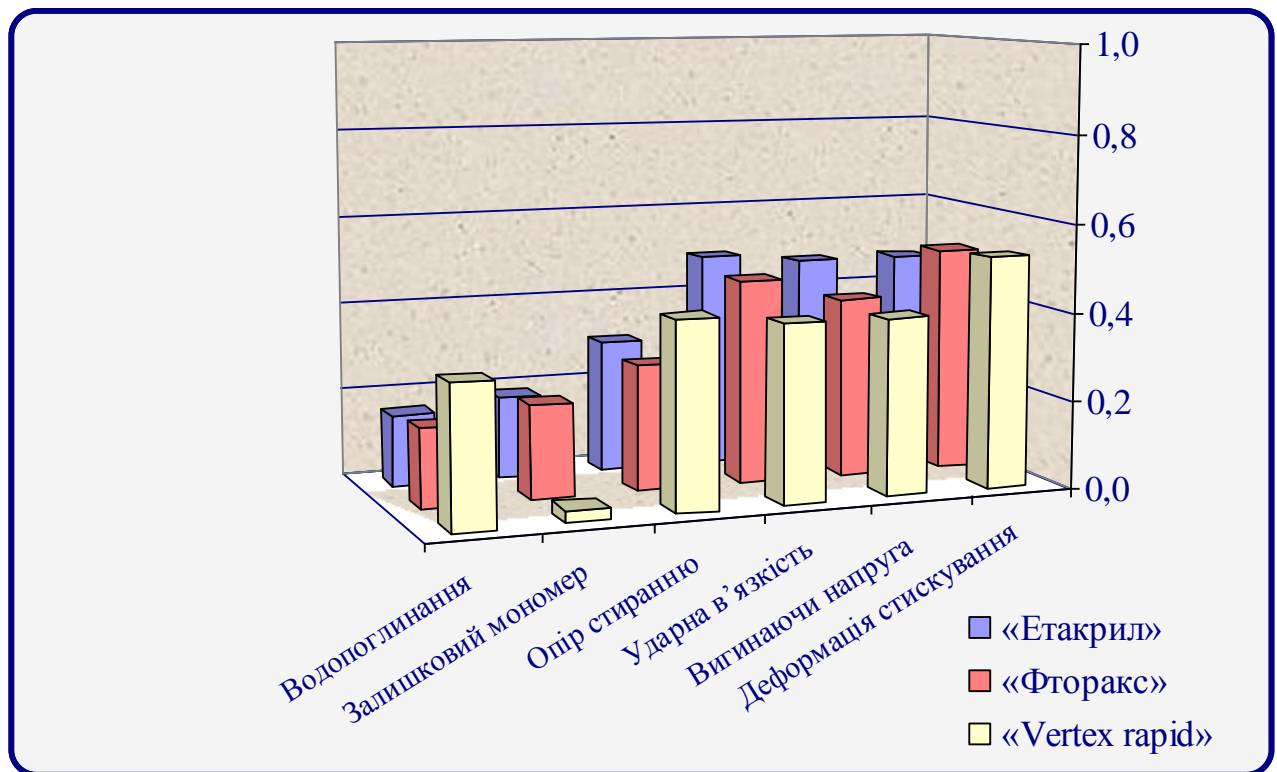


Рис.4.2. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення базису знімного протезу

Порівняльний аналіз якості конструкційних стоматологічних матеріалів для незнімних конструкцій зубних протезів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей акрилових пластмас холодної та гарячої полімеризації.

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості конструкційних матеріалів: «Акродент», «SNAP» та «TEMPRON», що передбачено ISO-10477: деформація при стискуванні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання полімеризату та питомих вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу.

Таблиця 4.3

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ: акрило-ві пластмаси холодної полімеризації для виготовлення НКЗП

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори по ISO10477	Конструкційні матеріали		
			«Акродент»	«SNAP»	«TEMPRON»
Деформація при стискуванні	(M±m), %	≤4,0	2,3±0,2 ^a	3,3±0,2 ^c	2,6±0,1
	S	1,0	0,600	0,825	0,650
	h ₀ , біт	0	0,442	0,229	0,404
Мікротвердість зразків	(M±m), МН/м ²	228,2	234,3±0,4 ^a	228,2±0,5 ^c	242,7±1,2 ^b
	S	1,0	1,026	1,000	1,063
	h ₀ , біт	0	0,038	0,000	0,094
Мікропористість поверхні	(M±m), ммк ²	0,046	0,038±0,001 ^a	0,046±0,001	0,044±0,002 ^b
	S	1,0	0,826	1,000	0,956
	h ₀ , біт	0	0,228	0,000	0,062
Опір стиранню	(M±m), Дж/м ²	30,1	32,4±0,2 ^a	30,1±0,6 ^c	31,8±0,3 ^b
	S	1,0	1,076	1,000	1,056
	h ₀ , біт	0	0,114	0,000	0,083
% залишкового мономеру	(M±m), %	4,1	3,6±0,2 ^a	4,1±0,3 ^c	3,3±0,1
	S	1,0	0,878	1,000	0,805
	h ₀ , біт	0	0,165	0,000	0,252
Водопоглинання	M±m, %	1,7	1,4±0,05 ^a	1,6±0,03	1,5±0,10
	S	1,0	0,825	0,941	0,882
	h ₀ , біт	0	0,229	0,083	0,160
Узагальнений показник якості - H, біт			0,203	0,052	0,176
^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05; ^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05; ^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05; S – відносний стандартизований та h ₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу					

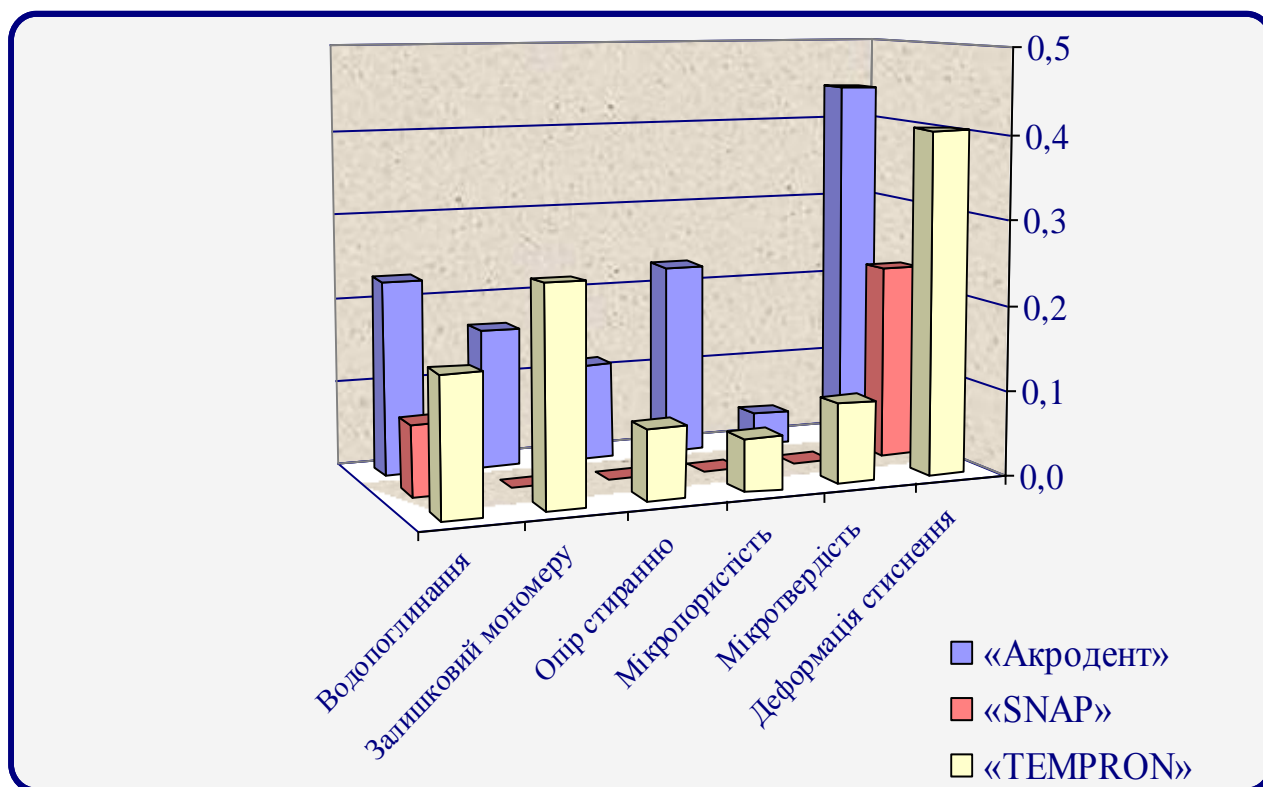


Рис.4.3. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів (за кваліметричним коефіцієнтом матеріалу; h_0 , біт)

За показником деформації при стискуванні, як показують отримані результати лабораторних випробувань (табл.4.3), усі матеріали відповідають вимогам ISO-10477, однак найбільш суттєво ($p \leq 0,05$) відрізняється матеріал «Акродент», показник деформації при стискуванні якого – найменший та становить $(2,3 \pm 0,2)$ %, тоді як у матеріалу «ТЕМПРОН» - $(2,6 \pm 0,1)\%$, а у «SNAP» - $(3,3 \pm 0,1)\%$. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність яких коливається у межах $(0,229 \div 0,442)$ біт та відповідно становить: «Акродент» - 0,442 біт, «SNAP» - 0,229 біт, «ТЕМПРОН» - 0,404 біт.

За показником мікротвердості (див. табл. 4.3), досліджувані матеріали на 3,0-8,0% перевищують індикативні значення ISO-10477. Зокрема, для матеріалу «Акродент» показник мікротвердості становить $(234,3 \pm 0,4)$ МН/м², тоді як у матеріалу «ТЕМПРОН» цей показник достовірно більший – $(242,7 \pm 1,2)$ МН/м², а показник мікротвердості матеріалу «SNAP» становить $(228,2 \pm 0,5)$ МН/м², за-

ймаючи проміжне положення та є найменшим. Для вказаних матеріалів отримані відносні стандартизовані та відповідні кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,000 \div 0,094)$ біт.

Опір стирання полімеризату характеризується найбільшим ($p \leq 0,001$) рівнем для матеріалу «Акродент» - $(32,4 \pm 0,2)$ кДж/см², тоді як матеріали «SNAP» та «TEMPRON» за цією властивістю поступаються аналогу (становлять, відповідно $(30,1 \pm 0,6)$ кДж/см² та $(31,8 \pm 0,3)$ кДж/см²) та, водночас перевищують показник ISO-10477; ці закономірності відображаються кваліметричними показниками, значення яких знаходяться у межах $(0,000 \div 0,114)$ біт.

Питома вага залишкового мономеру на момент виготовлення НКЗП для матеріалів холодної полімеризації коливається у межах $(3,3-4,1)\%$ та є найменшою у матеріалу «TEMPRON» - $(3,3 \pm 0,1)\%$, а найбільшим для матеріалу «SNAP» - $(4,1 \pm 0,3)\%$, $p \geq 0,05$; для кожного із матеріалів обчислені кваліметричні показники знаходяться у межах $(0,000-0,252)$ біт. При цьому, в результаті аналізу даних лабораторних досліджень виявлено, що рівень водопоглинання зразків матеріалів холодної полімеризації коливається у межах від $(1,4 \pm 0,05)\%$ - матеріал «Акродент» до $(1,6 \pm 0,03)\%$ - матеріал «SNAP», не сягаючи нормативних граничних значень по ISO-10477. Водночас зазначаємо, що кваліметричний коефіцієнт найвищий для матеріалу «Акродент» (див. рис.4.3, табл. 4.3).

Порівняльний аналіз якості акрилових пластмас гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей конструкційних матеріалів: «Сінма-М», «Сінма М+V» та «Superpont C+B», що передбачено ISO-10477: ударна в'язкість, час набухання, вигинаючи напруга, твердість за Хепплером, водопоглинення.

Ударна в'язкість зразків із матеріалів гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП (див. табл.4.4) «Сінма-М» та «Сінма М+V» характеризується значним перевищенням нормативних значень по ISO-10477 на $(60 \div 100)\%$, відповідно становить $(6,4 \pm 0,8)$ кДж/см² та $(5,2 \pm 0,85)$ кДж/см², тоді як матеріалу «Superpont C+B» - $(3,2 \pm 0,9)$ кДж/см², що і відображається відповідними кваліметричними показниками досліджуваних матеріалів - у межах $(0,089 \div 2,324)$ біт.

Таблиця 4.4

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ: акрило-ві пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості по ISO-10477	Конструкційні матеріали		
			Сінма-М	Сінма М+V	Superpont C+B
В'язкість ударна	$M \pm m$, кДж/см ²	$3,0 \leq$	$6,4 \pm 0,8$	$5,2 \pm 0,85^c$	$3,2 \pm 0,9^b$
	S	1,0	2,13	1,73	1,06
	h_0 , біт	0	2,324	1,368	0,089
Час набухання	$M \pm m$, хв	30,0	$30,0 \pm 1,2^a$	$45,5 \pm 2,5^c$	$32,0 \pm 1,0$
	S	1,0	1,0	1,5	1,1
	h_0 , біт	0	0,000	-0,877	-0,151
Вигинаючі напруга	$M \pm m$, МПа	$60,0 \leq$	$118,8 \pm 3,0^a$	$101,7 \pm 2,0^c$	$69,6 \pm 4,0^b$
	S	1,0	1,97	1,69	1,15
	h_0 , біт	0	-1,927	-1,279	-0,232
Твердість за Хепплером	$M \pm m$, МПа	200,0	$223,6 \pm 0,9^a$	$253,0 \pm 0,8^c$	$240,4 \pm 1,1^b$
	S	1,0	1,11	1,26	1,20
	h_0 , біт	0	0,167	0,420	0,316
Відносна деформація стиснення	$M \pm m$, %	4,5	$2,6 \pm 0,3^a$	$1,1 \pm 0,06$	$1,2 \pm 0,1^b$
	S	1,0	0,58	0,24	0,27
	h_0 , біт	0	0,456	0,494	0,510
Водопоглинення	$M \pm m$, мг/см ³	32,0	$26,2 \pm 0,9$	$24,6 \pm 1,1^c$	$28,2 \pm 0,8$
	S	1,0	0,82	0,77	0,88
	h_0 , біт	0	0,235	0,290	0,162
Узагальнений показник якості - H, біт			0,131	0,027	0,062

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні $p \leq 0,05$;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні $p \leq 0,05$;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні $p \leq 0,05$;

S – відносний стандартизований та h_0 - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

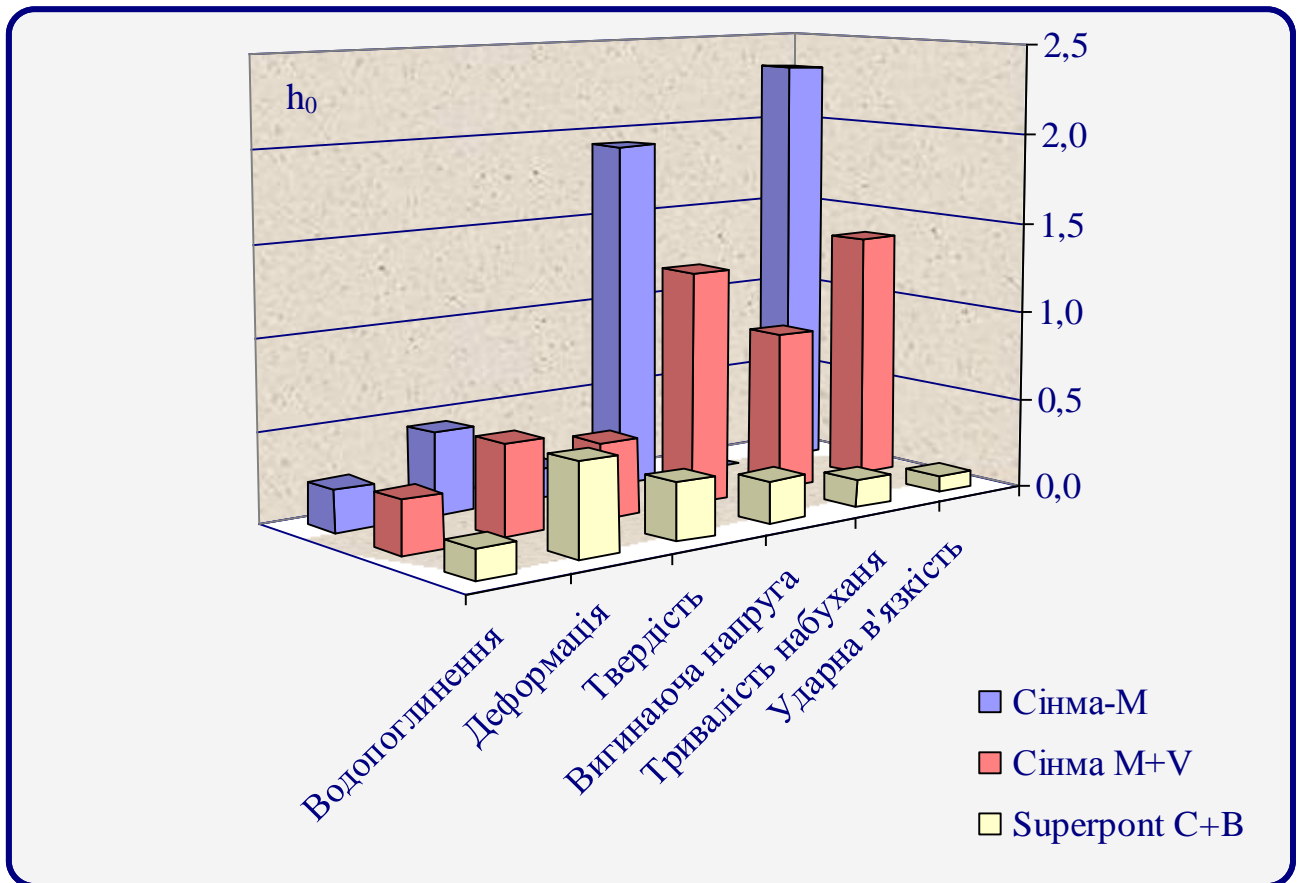


Рис.4.4. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів (за кваліметричним коефіцієнтом матеріалу; h_0 , біт)

При цьому, за показником «час набухання матеріалу», достовірно відрізняється матеріал «Сінма М+V», тривалість «дозрівання» якого становить $(45,5 \pm 2,5)$ хв та в 1,5 р. більша ($p \leq 0,001$), ніж матеріалу «Сінма-М» - становить $(30,0 \pm 1,2)$ хв та матеріалу «Superpont C+B» - становить $(32,0 \pm 1,0)$ хв. Наведена розбіжність у показниках визначає додаткові технологічні можливості при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів.

За показником вигинаючої напруги (див. табл.4.4), досліджувані матеріали на 15-90% перевищують індикативні значення ISO-10477, що здатне забезпечувати міцність НКЗП при відкушуванні та розжовуванні їжі. Так, для матеріалу «Сінма-М» вигинаюча напруга становить $(118,8 \pm 3,0)$ МПа ($p \leq 0,001$), тоді як для матеріалу «Сінма М+V» - $(101,7 \pm 2,0)$ МПа, а «Superpont

С+В» - $(69,6 \pm 4,0)$ МПа. Для вказаних зубо-технічних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,232 \div 1,927)$ біт.

Дослідження твердості матеріалів за Хепплером виявило, що найбільший рівень твердості ($p \leq 0,001$) властивий НКЗП, виготовлених із матеріалу «Сінма М+V» - $(253,0 \pm 0,8)$ МПа, тоді як для матеріалу «Superpont С+В» він становить $(240,4 \pm 1,1)$ МПа, а найменший – для конструкційного матеріалу «Сінма-М» - $(223,6 \pm 0,9)$ МПа; відповідні кваліметричні показники стоматологічних матеріалів становлять 0,420, 0,316, 0,167 біт.

За показником деформації при стискуванні, як підтверджують результати лабораторних випробувань (див. табл.4.4), усі стоматологічні матеріали відповідають вимогам ISO-10477 та суттєво відрізняються між собою ($p \leq 0,05$). При цьому, досліджені матеріали характеризуються значним (1,8-3,5 рази) запасом міцності у порівнянні з індикативним показником: матеріал «Сінма-М» - $(2,6 \pm 0,3)\%$, матеріал «Сінма М+V» - $(1,1 \pm 0,06)\%$ та матеріал «Superpont С+В» - $(1,2 \pm 0,1)\%$. Для вказаних зубо-технічних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,456 \div 0,510)$ біт.

Аналіз даних лабораторних досліджень виявив, що рівень водопоглинання зразків матеріалів гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП, відповідаючи вимогам ISO-10477, різниться залежно від рецептури матеріалів: «Сінма-М» - $(26,2 \pm 0,9)$ мг/см³, «Сінма М+V» - $(24,6 \pm 1,1)$ мг/см³ та «Superpont С+В» - $(28,2 \pm 0,8)$ мг/см³, що як відомо може знижувати якість конструкції та впливати на терміни її клінічної експлуатації.

Порівняльна кваліметрична оцінка покривних лаків виконана за показниками їх базових властивостей, зокрема: часу структуризації, коефіцієнту відображення, мікротвердості зразків, пористості поверхні, здатності лаку до адгезії з пластмасою та металом; досліджувалися лаки «ЕДА-03», «Сінма М+V», «Conalog», а критеріями оцінки були вимоги, що містяться в ISO-14569.

Таблиця 4.5

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних
стоматологічних матеріалів: лак покривний

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості по ISO-14569	Конструкційні матеріали		
			«ЕДА-03»	«Сінма M+V»	«Conalor»
Час струк- туризації	M±m, с	≤600	560,0±5,0 ^a	420,0±8,0 ^c	524,0±7,0 ^b
	S	1,0	0,933	0,700	0,873
	h ₀ , біт	0	0,093	0,360	0,171
Коефіцієнт відображен- ня	M±m, %	≤5,0	4,3±0,2	4,0±0,3	3,8±0,2 ^b
	S	1,0	0,860	0,800	0,760
	h ₀ , біт	0	0,187	0,258	0,301
Мікротвер- дість зразків	(M±m), МН/м ²	≥250,0	270,0±4,5 ^a	290,0±6,0 ^c	280,0±1,0 ^b
	S	1,0	0,926	0,862	0,893
	h ₀ , біт	0	0,103	0,185	0,146
Мікропори- стість поверхні	(M±m), ммк ²	≤0,010	0,008±0,001	0,007±0,001	0,007±0,001
	S	1,0	0,800	0,700	0,700
	h ₀ , біт	0	0,258	0,360	0,360
Адгезія з металом	M±m, МПа	≥3,5	4,1±0,1 ^a	6,2±0,3 ^c	4,8±0,1 ^b
	S	1,0	0,853	0,507	0,729
	h ₀ , біт	0	0,196	0,497	0,332
Адгезія з пластмасою	M±m, МПа	≥50,0	57,5±1,6 ^a	69,0±2,0 ^c	63,2±1,4 ^b
	S	1,0	0,869	0,724	0,791
	h ₀ , біт	0	0,176	0,337	0,268
Узагальнений показник якості - H, біт			0,169	0,333	0,263

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

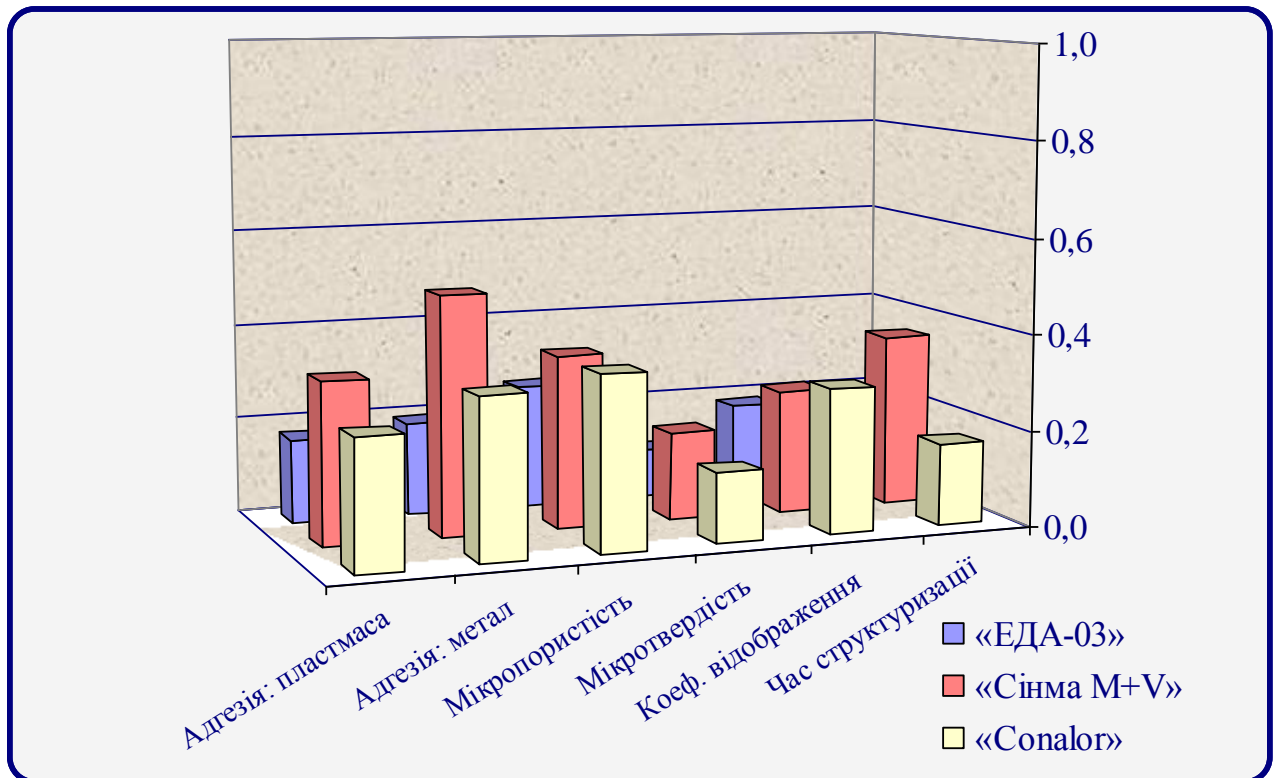


Рис.4.5. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: лак покривний для виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів

Час структуризації досліджених лаків коливається у межах (420,0÷560,0) с та достовірно ($p \leq 0,001$) відрізняється у лаку «EDA-03» від лаку «Сінма М+V» (відповідно, (560,0±5,0) с та (420,0±8,0) с). При цьому лаку «Сінма М+V» властиві найбільші коливання (у межах до 2,0%) часу структуризації (табл. 4.5).

Коефіцієнт відображення рельєфу металевого каркасу НКЗП для досліджуваних лаків коливається у межах (3,8÷4,3)%, найкращий – у матеріалу «Conalor» - становить (3,8±0,2)%, що достовірно ($p \leq 0,05$) краще, ніж у разі застосування лаку «EDA-03» (4,3±0,2)%. Значення коефіцієнту відображення для лаку «Сінма М+V» займає проміжне становище та не відрізняється від вище охарактеризованих матеріалів, кваліметричні індекси яких відображають виявлені закономірності.

Мікротвердість досліджених покривних лаків коливалась у межах (270,0÷290,0) МН/м² та, в середньому, перевищувала нормативні значення ISO-14569 на 10,0-17,0% і була достовірно ($p \leq 0,05$) більшою у лаку «Сінма М+V»,

для якого становила $(290,0 \pm 6,0)$ МН/м², тоді як у лаку «Conalor» - $(280,0 \pm 1,0)$ МН/м², а лаку «ЕДА-03» - $(270,0 \pm 4,5)$ МН/м².

Мікропористість поверхні структурованого покривного лаку на досліджених зразках матеріалів коливалась у межах $(0,007 \pm 0,001)$ ммк² та, практично, не відрізнялась залежно виробника матеріалу. Водночас, слід зазначити, що найменшими кваліметричними індексами характеризувався лак «ЕДА-03», тоді як у лаку «Сінма М+V» та «Conalor» вони були однаковими (відповідно: 0,258 біт, 0,360 та 0,360 біт).

Адгезія покривних лаків до металу та пластмаси, як показали результати лабораторних досліджень - у повній мірі відповідає вимогам ISO-14569, однак найкращою адгезією і до металу, і до пластмаси володіє лак «Сінма М+V» (відповідно $(6,2 \pm 0,3)$ МПа та $(69,0 \pm 2,0)$ МПа), тоді як достовірно ($p \leq 0,05$) менш адгезивним виявився покривний лак «ЕДА-03» (до металу – $(4,1 \pm 0,1)$ МПа, до пластмаси – $(57,5 \pm 1,6)$ МПа); відповідні технологічні індекси метало-пластмасової біадгезії покривних лаків становлять: 14,0; 11,1 та 13,1.

Порівняльний аналіз якості цементів для постійної фіксації НКЗП виконано на прикладі матеріалів «Компомер», «Fuji Plus», «Ketac Cem» за властивостями, передбаченими ISO-9917: час змішування, час твердіння, товщина плівки, опору стиснення, кислотності розчинення та адгезії до металу / дентину.

Час змішування досліджуваних цементів для постійної фіксації НКЗП (табл.4.6) відповідає нормативним значенням по ISO-9917, перевищуючи їх на $(3,0 \div 30,0)\%$ та відповідно становить: «Компомер» - $(39,0 \pm 1,5)$ с, «Ketac Cem» $(36,5 \pm 1,3)$ с та для «Fuji Plus» - $(31,3 \pm 1,0)$ с, що і відображається відповідними кваліметричними показниками досліджуваних матеріалів - у межах $(0,059 \div 0,291)$ біт.

При цьому, за показником «час твердіння матеріалу», достовірно відрізняється матеріал «Fuji Plus», тривалість твердіння якого становить $(244,0 \pm 4,5)$ с та на 10-12% менший ($p \leq 0,05$), ніж матеріалу «Компомер» - становить $(275,0 \pm 2,0)$ с. Наведена розбіжність у показника твердіння цементу визначає додаткові технологічні можливості при виготовленні НКЗП.

Таблиця 4.6

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних
стоматологічних матеріалів: цемент для постійної фіксації

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості по ISO-9917	Конструкційні матеріали		
			«Компо- мер»	«Fuji Plus»	«Ketac Сem»
Час змішу- вання	M±m, с	≥30,0	39,0±1,5 ^a	31,3±1,0 ^c	36,5±1,3 ^b
	S	1,0	0,769	0,958	0,822
	h ₀ , біт	0	0,291	0,059	0,232
Час твердіння	M±m, с	≥240,0	275,0±2,0 ^a	244,0±4,5	248,5±2,0 ^b
	S	1,0	0,873	0,983	0,967
	h ₀ , біт	0	0,171	0,024	0,047
Товщина плівки	M±m, μм	≤25,0	24,3±0,4	24,8±0,3 ^c	21,8±0,8 ^b
	S	1,0	0,972	0,992	0,872
	h ₀ , біт	0	0,040	0,011	0,172
Опір стис- тання	M±m, МПа	≥50,0	149,0±1,2 ^a	138,9±0,5 ^c	131,2±1,0 ^b
	S	1,0	0,335	0,360	0,381
	h ₀ , біт	0	0,529	0,531	0,530
Кислотна розчинність	M±m, мм/год	≥0,05	0,14±0,03 ^a	0,22±0,02 ^c	0,29±0,02 ^b
	S	1,0	0,357	0,227	0,172
	h ₀ , біт	0	0,531	0,486	0,437
Адгезія до металу / де- нтину	M±m, Мпа	≥2,0	2,4±0,1	2,5±0,1	2,3±0,1
	S	1,0	0,833	0,80	0,869
	h ₀ , біт	0	0,220	0,258	0,176
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,297	0,228	0,266

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

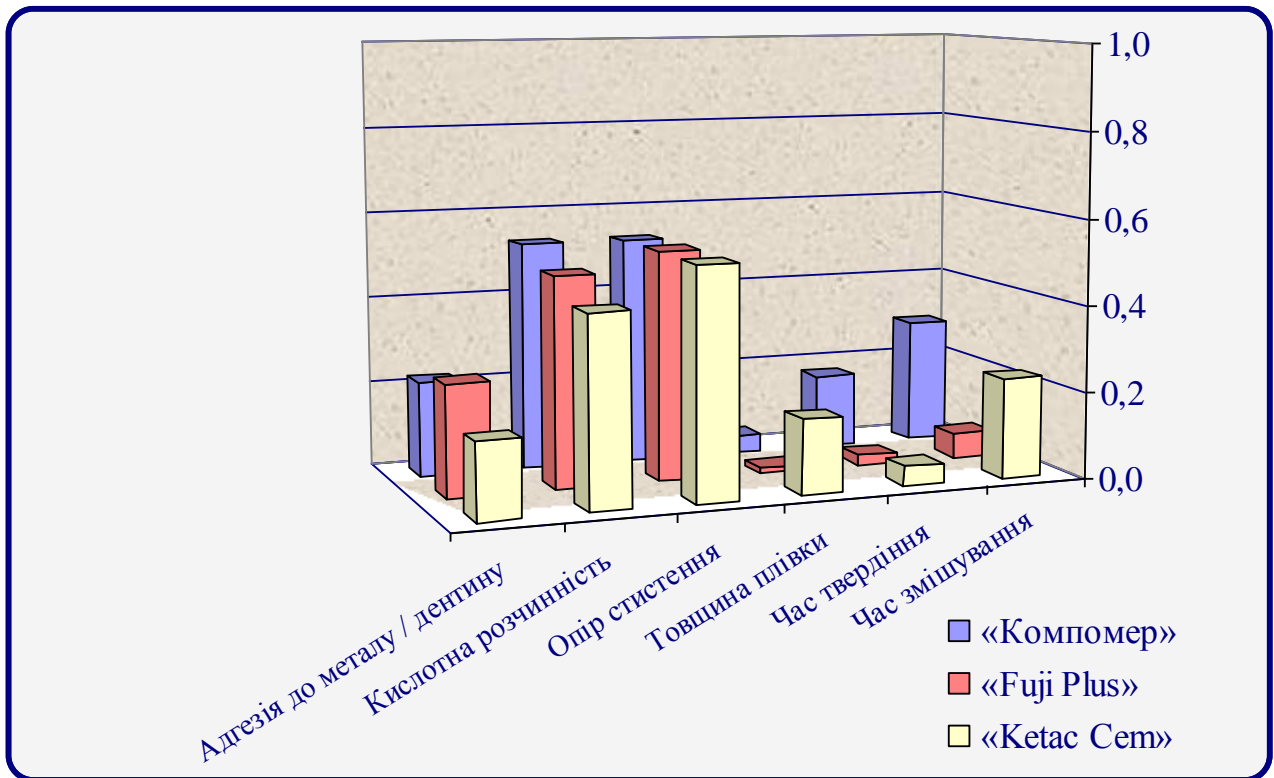


Рис.4.6. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: цементи для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

Дослідження товщини плівки досліджуваних матеріалів виявило, що найменше значення товщини має матеріал «Ketac Cem» - $(21,8 \pm 0,8)$ μm , що достовірно відрізняє цей цемент від «Fuji Plus» та «Компомер» (їх відповідні значення $((24,8 \pm 0,3)$ μm та $(24,3 \pm 0,4)$ μm), що граничать з верхньою межею нормативних значень ISO-9917. Для вказаних цементів отримані відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,011 \div 0,172)$ біт.

Дослідження опору стиснення цементів виявило їх повну відповідність нормативному показнику по ISO-9917 за цією властивістю та, водночас, перевищує його в 2,8-3,0 рази, становлячи для «Ketac Cem» - $(131,2 \pm 1,0)$ МПа, «Fuji Plus» $(138,9 \pm 0,5)$ МПа та для «Компомер» $(149,0 \pm 1,2)$ МПа, а відповідні кваліметричні показники матеріалів становлять 0,530, 0,531, 0,529 біт.

Кислотна розчинність досліджуваних цементів, як підтверджують результати лабораторних випробувань (див. табл. 4.6), знаходиться на рівні $(0,14 \div 0,29)$ мм/год. При цьому, зазначаємо, що досліджені матеріали характеризуються значним (в 3,9-5,9 разів) запасом рівня розчинності у порівнянні з

індикативним показником: «Ketac Cem» - $(0,29 \pm 0,02)$ мм/год, «Fuji Plus» $(0,22 \pm 0,02)$ мм/год та «Компомер» $(0,14 \pm 0,03)$ мм/год, а відповідні кваліметричні показники матеріалів становлять 0,437, 0,486 та 0,531 біт.

Показник адгезії досліджуваних цементів для постійної фіксації НКЗП, як показали результати лабораторних досліджень - у повній мірі відповідає вимогам ISO-9917, однак найкращою адгезією до дентину характеризувався цемент «Fuji Plus» $(2,5 \pm 0,1)$ Мпа, тоді як дещо меншою «Ketac Cem» - $(2,3 \pm 0,1)$ Мпа та «Компомер» $(2,4 \pm 0,1)$ Мпа; відповідні технологічні індекси метало-дентиної біадгезії цементів для постійної фіксації НКЗП становлять: 14,0; 11,1 та 13,1.

4.2. Допоміжні стоматологічні матеріали

Порівняльний аналіз якості С - силіконових відбиткових матеріалів I виконано на прикладі матеріалів «Сіеласт К» (база), «Stomaflex» (solid), «Spidex» за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка. Загальний робочий час досліджуваних С-силіконових відбиткових матеріалів I типу коливався у межах $(61,2-76,0)$ с та був достовірно ($p \leq 0,001$) більш тривалим у матеріалу «Spidex» - $(76,0 \pm 1,0)$ с, тоді як у матеріалів «Сіеласт К» (база) та «Stomaflex» (solid) він відповідно становив $(61,2 \pm 0,3)$ с та $(62,0 \pm 0,5)$ с і відповідав нормативним вимогам ISO-4823. Відповідні кваліметричні показники С-силіконових відбиткових матеріалів I типу знаходились у межах $(0,029 \div 0,270)$ біт. При цьому, за показником «час затвердження матеріалу», достовірно відрізняється матеріал усі досліджувані матеріали цієї групи характеризувалися нормативними значеннями та коливалися у межах $(186 \div 187,0)$ с. Вивчення консистенції С-силіконових відбиткових матеріалів I типу виявило, що найбільш високов'язким ($p \leq 0,001$) є матеріал «Stomaflex» (solid) – $(19,6 \pm 0,4)$ мм, тоді для матеріалів «Сіеласт К» та «Spidex» показник відповідно становив $(20,5 \pm 0,6)$ мм та $(21,8 \pm 0,3)$ мм. Досліджувані матеріали - відповідали ISO-4823 та, водночас, показники консистенції не сягали максимально - допустимих нормативних значень, що і забезпечило рівень кваліметричних показників у межах $(0,377 \div 0,412)$ біт.

Таблиця 4.7

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: С - силіконові відбиткові матеріали типу 1

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Сіеласт К» (база)	«Stomaflex» (solid)	«Spidex»
Робочий час: загальний	M±m, с	≥ 60,0	61,2±0,3	62,0±0,5 ^c	76,0±1,0 ^B
	S	1,0	0,980	0,968	0,789
	h ₀	0	0,029	0,045	0,270
Час затвердження	M±m, с	≤ 360,0	188,0±2,0	186,0±1,0	187,0±1,0
	S	1,0	0,522	0,517	0,519
	h ₀	0	0,490	0,492	0,491
Консистенція	M±m, мм	≤ 32,0	20,5±0,6	19,6±0,4 ^c	21,8±0,3 ^B
	S	1,0	0,640	0,612	0,681
	h ₀	0	0,412	0,434	0,377
Деформація стищення	M±m, %	0,8÷20,0	4,6±0,3 ^a	3,7±0,3 ^c	2,2±0,2 ^B
	S	1,0	0,174	0,216	0,363
	h ₀	0	0,439	0,478	0,531
Відновлення після деформації	M±m, %	≥ 96,5	99,5±0,1 ^a	98,0±0,1 ^c	98,3±0,1 ^B
	S	1,0	0,969	0,984	0,981
	h ₀	0	0,044	0,023	0,027
Лінійна усадка	M±m, %	≤ 1,50	0,30±0,03 ^a	0,41±0,05 ^c	0,20±0,03 ^B
	S	1,0	0,020	0,273	0,133
	h ₀	0	0,113	0,511	0,387
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,254	0,330	0,347

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^B – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

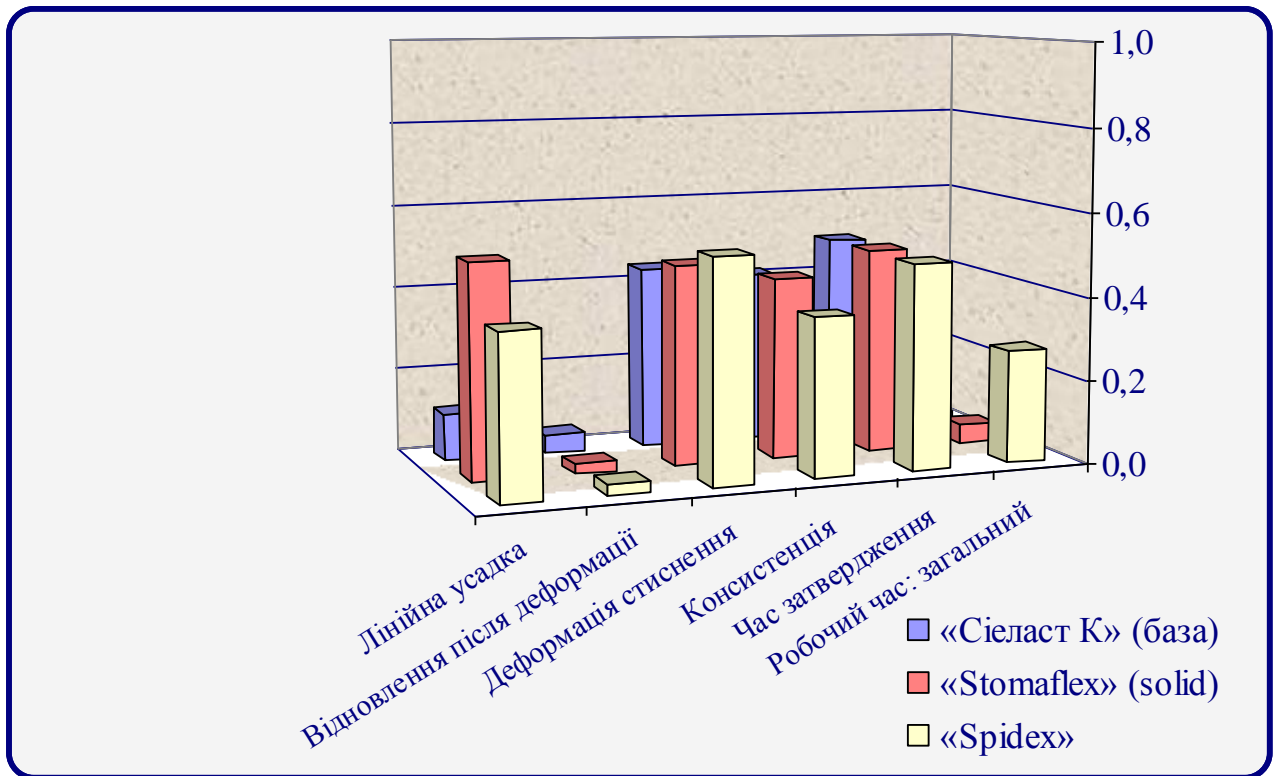


Рис.4.7. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: С - силіконові відбиткові матеріали типу I

За показником деформації стиснення досліджувані С-силіконові відбиткові матеріали I типу достовірно ($p \leq 0,05$) різнились. Виявлено, що найбільш еластичним є матеріал «Сіеласт К» (база) - $(4,6 \pm 0,3)\%$, тоді як матеріал ««Spidex»» - достатньо жорсткий – $(2,2 \pm 0,2)\%$. При цьому за показниками деформації усі матеріали відповідали нормативним вимогам по ISO-4823. Відповідно, найбільше відновлення після деформації стиснення зареєстровано у матеріалу «Сіеласт К» (база) - $(99,5 \pm 0,1)\%$, що достовірно ($p \leq 0,05$) перевищувало як «Stomaflex» (solid) – $(98,0 \pm 0,1)\%$, так і «Spidex» – $(98,3 \pm 0,1)\%$. Саме такі відмінності між матеріалами визначають необхідність індивідуалізованого їх добору з урахуванням конкретних клінічних особливостей пацієнтів та відповідні кваліметричні показники.

За показником лінійної усадки більш значимо відрізнявся матеріал «Spidex» - $(0,20 \pm 0,03)\%$, який достовірно ($p \leq 0,05$) був кращим за цією властивістю, ніж інші матеріали: «Сіеласт К» (база) - $(0,30 \pm 0,03)\%$, «Stomaflex»

(solid) $(0,41 \pm 0,05)\%$; при цьому, усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах $(0,113 \div 0,511)$ біт.

Порівняльний аналіз якості С - силіконових відбиткових матеріалів II типу виконано на прикладі матеріалів «Сіеласт К» (паста), «Stomaflex» (pasta), «Spidex» (pasta) за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка.

Загальний робочий час досліджуваних С-силіконових відбиткових матеріалів II типу коливався у межах $(62,4-63,1)$ с та достовірно ($p \leq 0,001$) не відрізнявся: «Spidex» (паста) - $(62,7 \pm 0,5)$ с, «Сіеласт К» (паста) - $(63,1 \pm 0,2)$ с, «Stomaflex» (паста) - $(62,4 \pm 0,4)$ с і відповідав нормативним вимогам ISO-4823. Відповідні кваліметричні показники С-силіконових відбиткових матеріалів II типу знаходились у межах $(0,055 \div 0,069)$ біт. При цьому, за показником «час затвердження матеріалу», достовірно ($p \leq 0,01$) відрізняється матеріал «Spidex» (pasta) – $(196,0 \pm 3,0)$ с, тоді як у матеріала «Сіеласт К» (паста) - $(211,0 \pm 3,0)$ с, а у матеріала «Stomaflex» (pasta) - $(206,0 \pm 4,0)$ с ($p \leq 0,05$).

Вивчення консистенції С-силіконових відбиткових матеріалів II типу виявило, що найбільш високов'язким ($p \leq 0,01$) є матеріал «Stomaflex» (pasta) – $(31,7 \pm 0,4)$ мм, тоді для матеріалів «Сіеласт К» (паста) та «Spidex» (pasta) показник відповідно становив $(32,5 \pm 0,5)$ мм та $(33,0 \pm 0,4)$ мм. Досліджуваний тип матеріалів характеризувався повною відповідністю ISO-4823 та, водночас, показники консистенції не сягали максимально - допустимих нормативних значень, що і забезпечило рівень кваліметричних показників у межах $(0,066 \div 0,125)$ біт.

За показником лінійної усадки більш значимо відрізнявся матеріал «Сіеласт К» (паста) - $(0,80 \pm 0,03)\%$, який достовірно ($p \leq 0,05$) був кращим за цією властивістю, ніж інші матеріали: «Stomaflex» (pasta) - $(0,91 \pm 0,02)\%$, «Spidex» (pasta) - $(0,82 \pm 0,02)\%$; при цьому, усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах $(0,223 \div 0,244)$ біт.

Таблиця 4.8

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: С - силіконові відбиткові матеріали типу 2

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Сіеласт К» (паста)	«Stomaflex» (pasta)	«Spidex» (pasta)
Робочий час: загальний	M±m, с	≥ 60,0	63,1±0,2	62,4±0,4	62,7±0,5
	S	1,0	0,951	0,961	0,957
	h ₀	0	0,069	0,055	0,061
Час затвердження	M±m, с	≤ 360,0	211,0±3,0	206,0±4,0 ^c	196,0±3,0 ^b
	S	1,0	0,596	0,572	0,544
	h ₀	0	0,445	0,461	0,478
Консистенція	M±m, мм	31,0÷39,0	32,5±0,5	31,7±0,4 ^c	33,0±0,4
	S	1,0	0,953	0,946	0,909
	h ₀	0	0,066	0,076	0,125
Деформація стищення	M±m, %	0,8÷20,0	11,7±0,2 ^a	10,3±0,3 ^c	9,6±0,2 ^b
	S	1,0	0,068	0,077	0,083
	h ₀	0	0,264	0,285	0,298
Відновлення після деформації	M±m, %	≥ 96,5	98,7±0,04 ^a	97,9±0,03 ^c	98,2±0,04 ^b
	S	1,0	0,977	0,985	0,983
	h ₀	0	0,033	0,021	0,024
Лінійна усадка	M±m, %	≤ 1,50	0,80±0,03 ^a	0,91±0,02 ^c	0,82±0,02
	S	1,0	0,533	0,606	0,546
	h ₀	0	0,484	0,438	0,477
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,227	0,223	0,244

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні $p \leq 0,05$;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні $p \leq 0,05$;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні $p \leq 0,05$;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

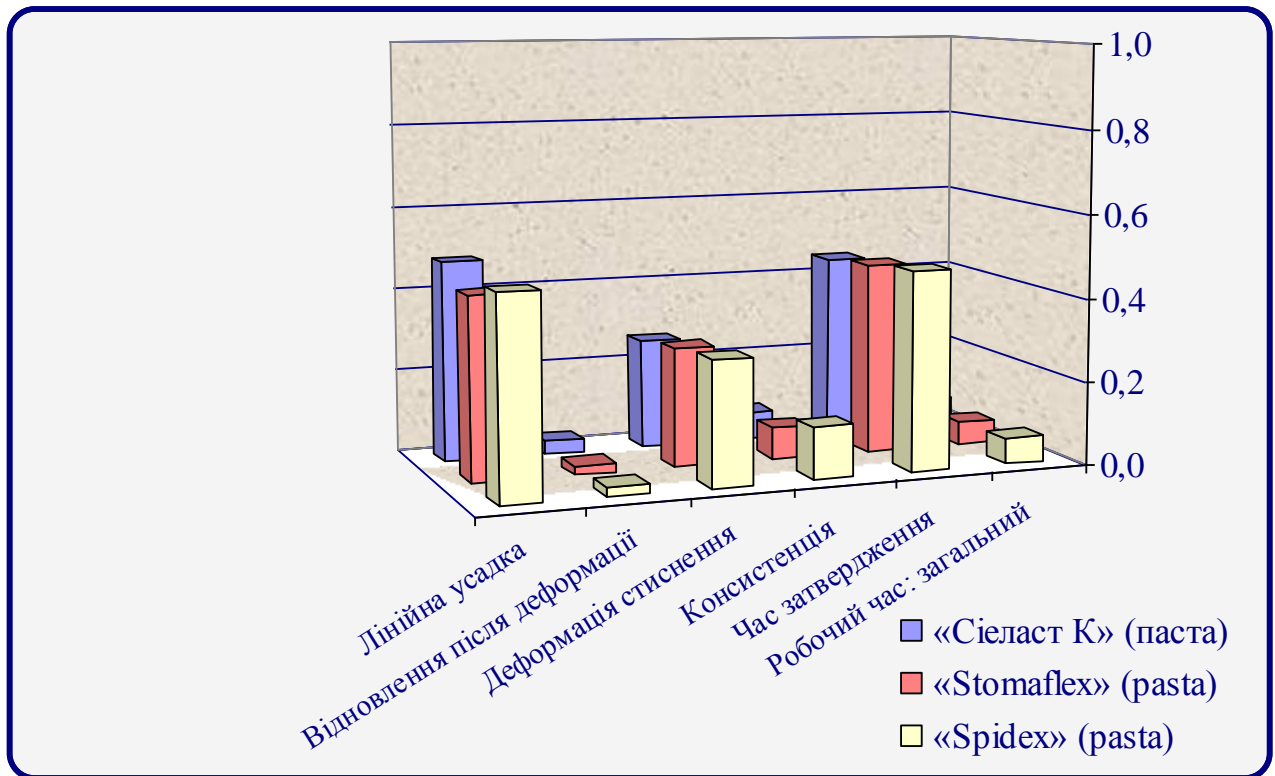


Рис.4.8. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: С - силіконові відбиткові матеріали типу 2

За показником деформації стиснення досліджувані С-силіконові відбиткові матеріали II типу достовірно ($p \leq 0,05$) різнились. Виявлено, що найбільш еластичним є матеріал «Сіеласт К» (паста) - $(11,7 \pm 0,2)\%$, тоді як матеріал «Spidex» (паста) - достатньо жорсткий - $(9,6 \pm 0,2)\%$. При цьому за показниками деформації усі матеріали відповідали нормативним вимогам по ISO-4823. Відповідно, найбільше відновлення після деформації стиснення зареєстровано у матеріалі «Сіеласт К» (паста) - $(98,7 \pm 0,04)\%$, що достовірно ($p \leq 0,05$) перевищувало «Stomaflex» (паста) - $(97,9 \pm 0,03)\%$, та «Spidex» (паста) - $(98,2 \pm 0,04)\%$. Саме такі відмінності між матеріалами визначають необхідність індивідуалізованого їх добору з урахуванням конкретних клінічних особливостей пацієнтів та відповідні кваліметричні показники.

Порівняльний аналіз якості С - силіконових відбиткових матеріалів III типу виконано на прикладі матеріалів «Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (крем), «Spidex» (крем) за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (табл. 4.9; рис. 4.9).

Таблиця 4.9

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: С - силіконові відбиткові матеріали типу 3

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Сіеласт К» (коректор)	«Stomaflex» (creme)	«Spidex» (creme)
Робочий час: загальний	M±m, с	≥ 60,0	60,3±0,1	61,0±0,1	61,0±0,2 ^В
	S	1,0	0,990	0,983	0,983
	h ₀	0	0,011	0,024	0,024
Час затвердження	M±m, с	≤ 360,0	212,0±1,0	210,0±2,0 ^С	186,0±1,0 ^В
	S	1,0	0,589	0,583	0,516
	h ₀	0	0,450	0,454	0,493
Консистенція	M±m, мм	≥ 36,0	39,0±0,4 ^А	35,8±0,5	36,1±0,2 ^В
	S	1,0	0,923	0,994	0,997
	h ₀	0	0,107	0,009	0,004
Деформація стищення	M±m, %	0,8÷20,0	10,3±0,3 ^А	8,2±0,2 ^С	10,6±0,1
	S	1,0	0,077	0,097	0,075
	h ₀	0	0,285	0,326	0,280
Відновлення після деформації	M±m, %	≥ 96,5	98,2±0,03 ^А	97,4±0,02	97,3±0,05 ^В
	S	1,0	0,983	0,990	0,992
	h ₀	0	0,024	0,014	0,011
Лінійна усадка	M±m, %	≤ 1,50	0,95±0,02 ^А	0,90±0,02 ^С	0,97±0,01 ^В
	S	1,0	0,633	0,600	0,646
	h ₀	0	0,418	0,442	0,407
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,216	0,212	0,203

^А – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^В – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^С – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

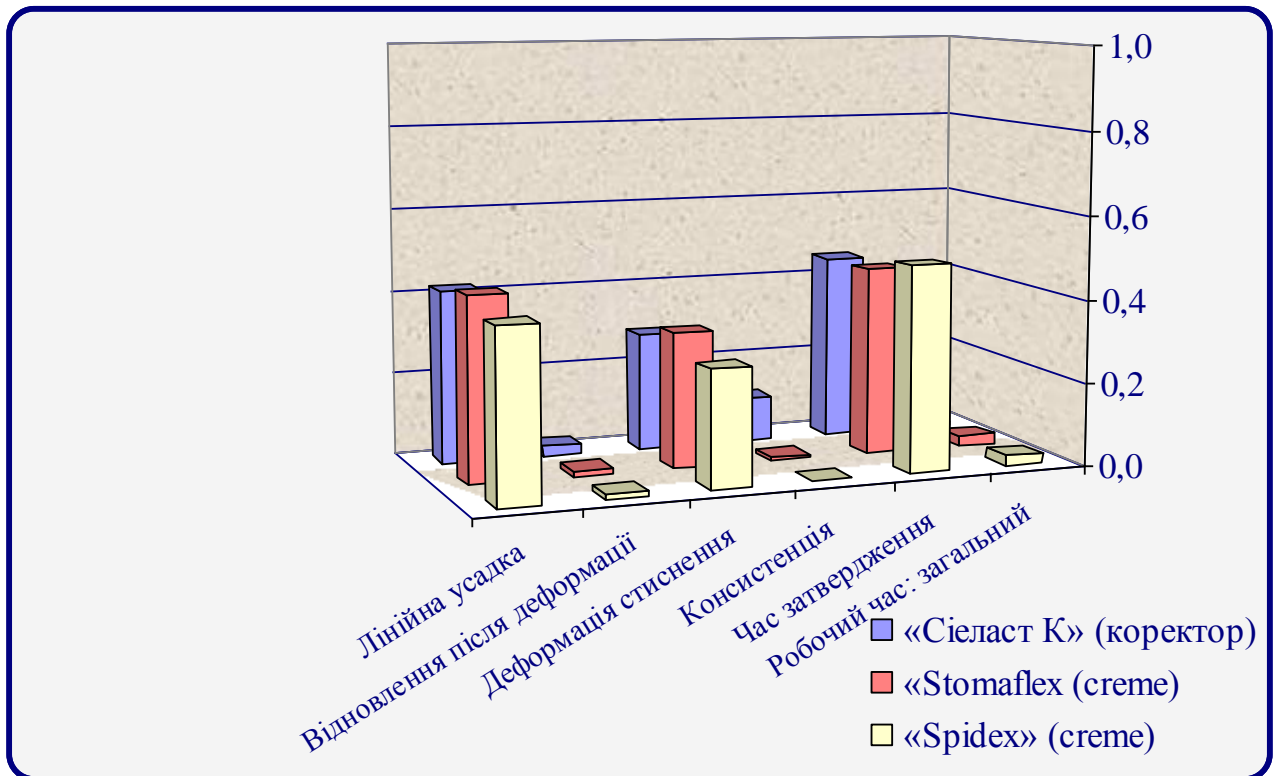


Рис.4.9. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів:
С - силіконові відбиткові матеріали типу III

Загальний робочий час досліджуваних С-силіконових відбиткових матеріалів III типу коливався у межах $(60,3 \div 61,0)$ с та достовірно ($p \leq 0,05$) відрізнявся: «Spidex» (creme) - $(61,0 \pm 0,2)$ с, «Сіеласт К» (коректор) - $(63,1 \pm 0,1)$ с, «Stomaflex» (creme) - $(61,0 \pm 0,1)$ с, відповідаючи нормативним вимогам ISO-4823. Відповідні кваліметричні показники С-силіконових відбиткових матеріалів III типу знаходились у межах $(0,011 \div 0,024)$ біт. При цьому, за показником «час затвердження матеріалу», достовірно ($p \leq 0,05$) відрізняється матеріал «Spidex» (creme) – $(186,0 \pm 1,0)$ с, тоді як у матеріала «Сіеласт К» (коректор) - $(212,0 \pm 1,0)$ с, а у матеріала «Stomaflex» (creme) - $(210,0 \pm 2,0)$ с.

Вивчення консистенції С-силіконових відбиткових матеріалів III типу виявило, що найбільш високов'язким ($p \leq 0,01$) є матеріал «Stomaflex» (creme) – $(35,8 \pm 0,5)$ мм, тоді для матеріалів «Сіеласт К» (коректор) та «Spidex» (creme) показник відповідно становив $(39,0 \pm 0,4)$ мм та $(36,1 \pm 0,2)$ мм. Досліджуваний тип матеріалів характеризувався повною відповідністю ISO-4823 та, водночас, пока-

зники консистенції не сягали максимально - допустимих нормативних значень, що і забезпечило рівень кваліметричних показників у межах $(0,009 \div 0,107)$ біт.

За показником лінійної усадки більш значимо відрізнявся матеріал «Spidex» (creme) - $(0,97 \pm 0,02)\%$, який достовірно ($p \leq 0,01$) був кращим за цією властивістю, ніж інші матеріали: «Stomaflex» (creme) - $(0,90 \pm 0,02)\%$, «Сіеласт К» (коректор) - $(0,90 \pm 0,02)\%$; при цьому, усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах $(0,203 \div 0,216)$ біт.

Порівняльний аналіз якості А - силіконових відбиткових матеріалів І типу виконано на прикладі матеріалів «Стомавід», «Panasil putty fast set», «Hydrorise fast set» за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (табл. 4.10; рис. 4.10).

Загальний робочий час досліджуваних А-силіконових відбиткових матеріалів І типу коливався у межах $(61,0 \div 75,0)$ с та достовірно ($p \leq 0,001$) відрізнявся: «Стомавід» $(62,0 \pm 0,4)$ с, «Panasil putty fast set» $(75,0 \pm 1,0)$ с, «Hydrorise fast set» $(61,0 \pm 0,5)$ с, відповідаючи нормативним вимогам ISO-4823. Відповідні кваліметричні показники порівнюваних А-силіконових відбиткових матеріалів І типу знаходились у межах $(0,024 \div 0,252)$ біт.

При цьому, за показником «час затвердження матеріалу», не достовірно ($p > 0,05$) відрізняється матеріал «Panasil putty fast set» – $(187,0 \pm 3,0)$ с, тоді як у матеріала «Hydrorise fast set» - $(181,0 \pm 1,0)$ с, а у матеріала «Стомавід» - $(185,0 \pm 2,0)$ с.

Вивчення консистенції А-силіконових відбиткових матеріалів І типу виявило, що найбільш високов'язким ($p \leq 0,05$) є стоматологічний матеріал «Panasil putty fast set» – $(19,8 \pm 1,2)$ мм, тоді для матеріалів «Стомавід» та «Hydrorise fast set» показник відповідно становив $(21,5 \pm 1,0)$ мм та $(20,0 \pm 0,5)$ мм. Досліджуваний тип матеріалів характеризувався повною відповідністю ISO-4823 та, водночас, показники консистенції не сягали максимально - допустимих нормативних значень, що і забезпечило рівень кваліметричних показників у межах $(0,385 \div 0,429)$ біт.

Таблиця 4.10

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: А - силіконові відбиткові матеріали типу І (високов'язкі)

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Стома-від»	«Panasil putty fast set»	«Hydrorise fast set»
Робочий час: загальний	M±m, с	≥ 60,0	62,0±0,4 ^а	75,0±1,0 ^с	61,0±0,5 ^в
	S	1,0	0,967	0,800	0,983
	h ₀	0	0,047	0,258	0,024
Час затвердження	M±m, с	≤ 360,0	185,0±2,0	187,0±3,0 ^с	181,0±1,0 ^в
	S	1,0	0,514	0,519	0,503
	h ₀	0	0,494	0,491	0,499
Консистенція	M±m, мм	≤ 32,0	21,5±1,0	19,8±1,2	20,0±0,5
	S	1,0	0,672	0,618	0,625
	h ₀	0	0,385	0,429	0,424
Деформація стищення	M±m, %	0,8÷20,0	2,8±0,1 ^а	3,2±0,2 ^с	2,5±0,1 ^в
	S	1,0 (0,8)	0,285	0,250	0,320
	h ₀	0	0,516	0,500	0,526
Відновлення після деформації	M±m, %	≥ 96,5	99,8±0,05	99,3±0,04	99,7±0,03
	S	1,0	0,967	0,972	0,968
	h ₀	0	0,047	0,040	0,045
Лінійна усадка	M±m, %	≤ 1,50	0,10±0,02 ^а	0,19±0,01 ^с	0,15±0,01 ^в
	S	1,0	0,066	0,126	0,100
	h ₀	0	0,259	0,377	0,332
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,291	0,349	0,308

^а – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^в – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^с – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

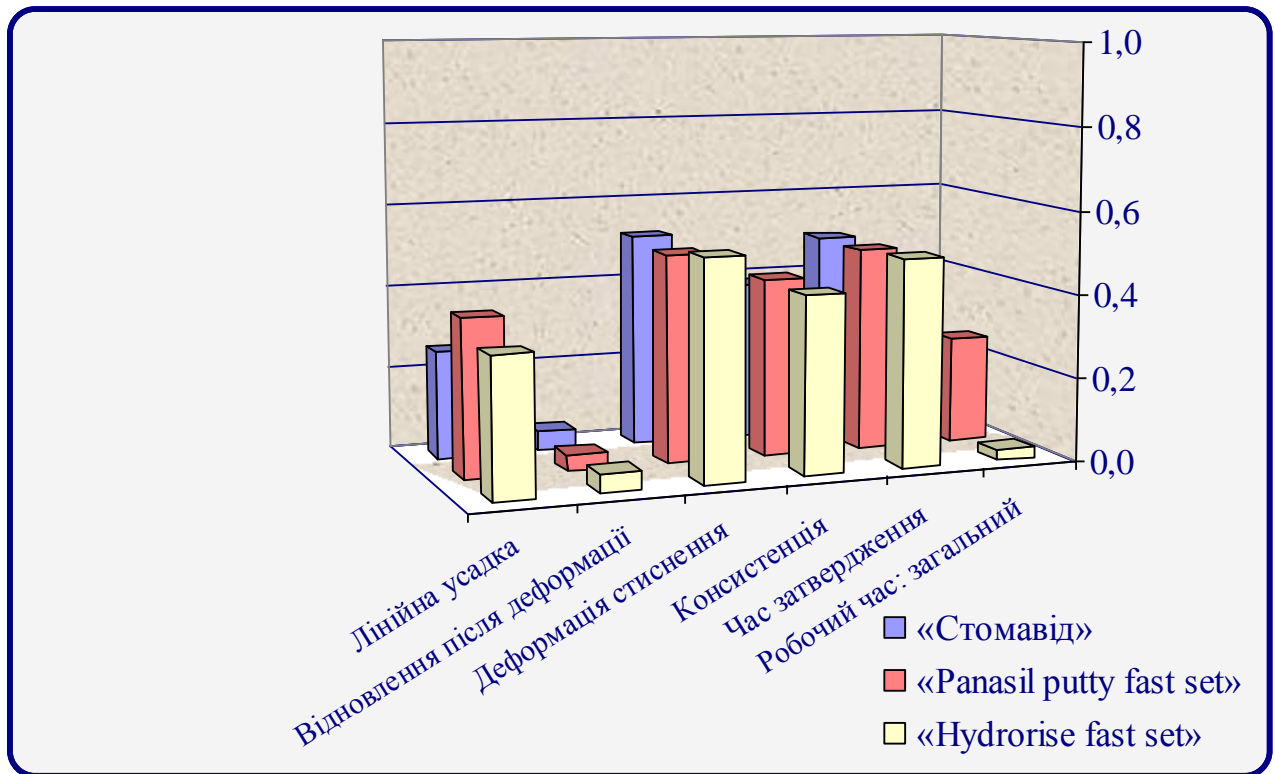


Рис. 4.10. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: А - силіконові відбиткові матеріали типу І (високов'язкі)

За показником лінійної усадки більш значимо відрізнявся матеріал «Stomavid» - $(0,10 \pm 0,02)\%$, який достовірно ($p \leq 0,001$) був кращим за цією властивістю, ніж інші матеріали: «Panasil putty fast set» - $(0,19 \pm 0,01)\%$, «Hydrorise fast set» - $(0,15 \pm 0,01)\%$; при цьому, усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах $(0,259 \div 0,349)$ біт.

Вивчення деформації стисненням А-силіконових матеріалів І типу виявило, що найменша деформація стисненням властива матеріалу «Hydrorise fast set» - $(2,5 \pm 0,1)\%$, який достовірно ($p \leq 0,05$) був кращим за цією властивістю, ніж інші матеріали: «Panasil putty fast set» - $(3,2 \pm 0,2)\%$, «Stomavid» - $(2,8 \pm 0,1)\%$; при цьому, усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах $(0,500 \div 0,526)$ біт. Водночас, відновлення після деформації стисненням цих матеріалів коливалось у межах від 99,3% до 99,8% та достовірно цей показник залежно від матеріалу не змінювався.

Загальний робочий час досліджуваних А-силіконових відбиткових матеріалів ІІІ типу (низьков'язких) коливався у межах $(62,0 \div 64,0)$ с та достові-

рно ($p \leq 0,01$) відрізнявся – був більш тривалим у матеріалі «Panasil contact plus» - ($64,0 \pm 0,6$) с у порівнянні з матеріалами «Стомавід» - ($63,0 \pm 0,3$) с, та «Hydrorise light» - ($62,0 \pm 0,7$) с, відповідаючи нормативним вимогам ISO-4823; відповідні кваліметричні показники порівнюваних А-силіконових відбиткових матеріалів III типу за цією властивістю знаходились у межах ($0,045 \div 0,088$) біт. «Час затвердження матеріалів» також достовірно ($p \leq 0,05$) відрізнявся: більш тривалим він виявлений для матеріалу «Стомавід» - ($212,0 \pm 1,0$) с, а найбільш коротким – для матеріалу «Hydrorise light» - ($202,0 \pm 1,0$) с.; з відповідними кваліметричними показниками ($0,450$ біт та $0,468$ біт).

Порівняльне вивчення консистенції А-силіконових відбиткових матеріалів III типу виявило, що найбільш низькоков'язким ($p \leq 0,05$) є стоматологічний матеріал «Hydrorise light» – ($34,2 \pm 0,4$) мм, тоді для матеріалів «Стомавід» та «Panasil contact plus» показник відповідно становив ($39,4 \pm 0,8$) мм та ($38,1 \pm 1,0$) мм. Досліджуваний тип матеріалів характеризувався повною відповідністю ISO-4823 та, водночас, показники консистенції не сягали максимально - допустимих нормативних значень, що і забезпечило рівень кваліметричних показників у межах ($0,070 \div 0,119$) біт.

Найбільша деформація досліджуваних А-силіконових матеріалів III типу стисненням виявлена для «Panasil contact plus» - ($13,1 \pm 0,1$)%, найменша – для «Hydrorise light» - ($11,4 \pm 0,1$)%, а показник деформації стисненням для матеріалу «Стомавід» - зайняв проміжне становище та становив ($12,0 \pm 0,2$)%. Водночас, ступінь відновлення експериментальних зразків після деформації стисненням коливався у межах ($99,2-99,7$)%, що достовірно перевищує рівень, передбачений ISO-4823.

Дещо по інакшому проявили себе експериментальні зразки щодо властивостей лінійної усадки. Так, якщо зразки із матеріалу «Стомавід» та «Hydrorise light» мали лінійну усадку, відповідно, ($0,12 \pm 0,02$)% та ($0,14 \pm 0,01$)%, то у матеріалі «Panasil contact plus» лінійна усадка була практично вдвічі більшою; при цьому, усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах ($0,292 \div 0,397$) біт.

Таблиця 4.11

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: А-силіконові відбиткові матеріали типу III (низької в'язкості)

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Стомавід»	«Panasil contact plus»	«Hydrorise light»
Робочий час: загальний	M±m, с	≥ 60,0	63,0±0,3	64,0±0,6 ^c	62,0±0,7
	S	1,0	0,952	0,937	0,968
	h ₀	0	0,068	0,088	0,045
Час затвердження	M±m, с	≤ 360,0	212,0±1,0 ^a	208,0±2,0 ^c	202,0±1,0 ^b
	S	1,0	0,589	0,578	0,561
	h ₀	0	0,450	0,457	0,468
Консистенція	M±m, мм	≥ 36,0	39,4±0,8 ^a	38,1±1,0 ^c	34,2±0,4 ^b
	S	1,0	0,914	0,945	0,950
	h ₀	0	0,119	0,077	0,070
Деформація стиснення	M±m, %	0,8÷20,0	12,0±0,2 ^a	13,1±0,1 ^c	11,4±0,1 ^b
	S	1,0	0,067	0,061	0,070
	h ₀	0	0,261	0,246	0,269
Відновлення після деформації	M±m, %	≥ 96,5	99,7±0,04 ^a	99,2±0,03 ^c	99,6±0,02 ^b
	S	1,0	0,967	0,972	0,969
	h ₀	0	0,047	0,040	0,044
Лінійна усадка	M±m, %	≤ 1,50	0,12±0,02	0,21±0,01 ^c	0,14±0,01 ^b
	S	1,0	0,080	0,140	0,093
	h ₀	0	0,292	0,397	0,319
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,206	0,218	0,202

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні $p \leq 0,05$;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні $p \leq 0,05$;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні $p \leq 0,05$;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

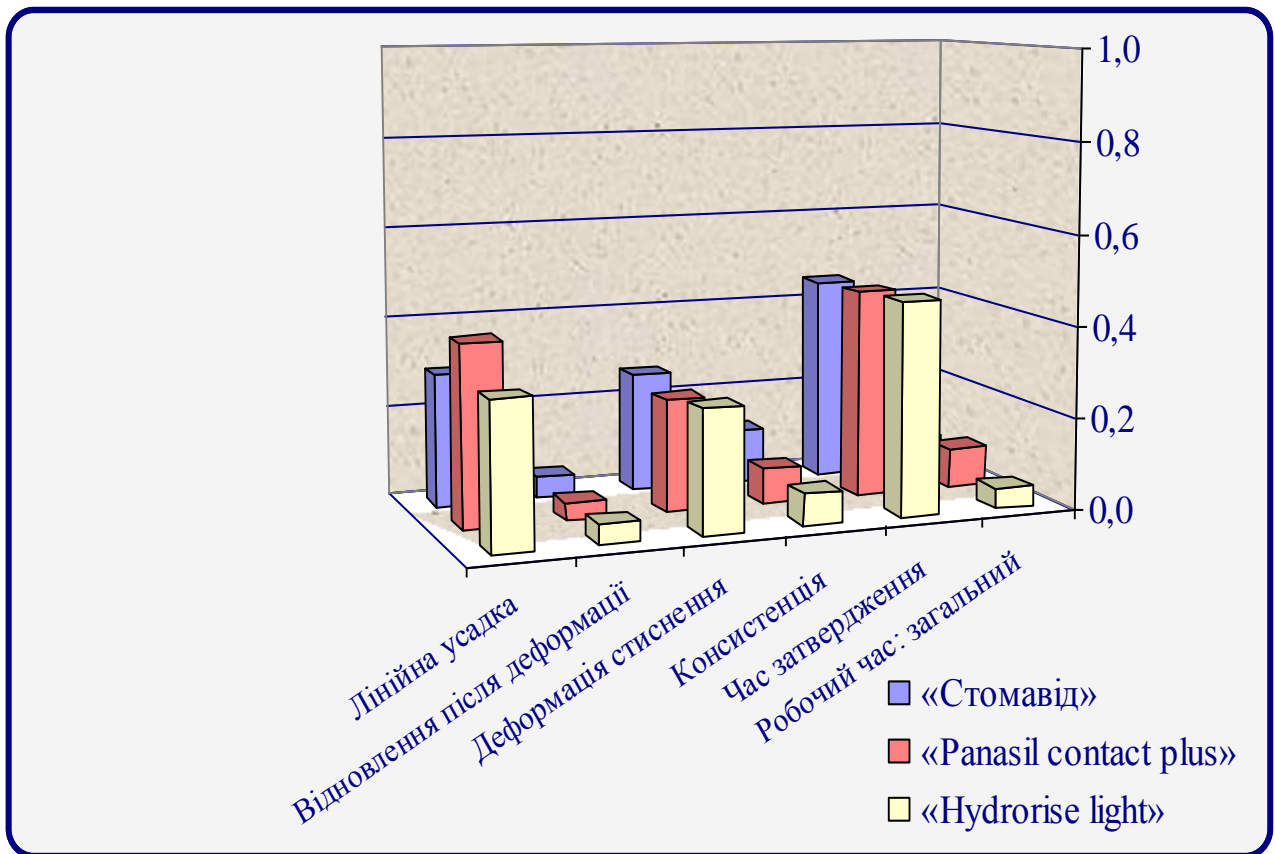


Рис.4.11. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: А - силіконові відбиткові матеріали типу 3 (низької в'язкості)

У порівняльному аспекті нами досліджено властивості альгінатних відбиткових матеріалів «Уреен-Преміум», «Стомальгін - 04» та «Empress» за показниками: деформації стиснення, відновлення після деформації стисненням, міцності при стискуванні, лінійної усадки, часу змішування та загального робочого часу. Найбільш стійким при деформації стисненням виявився матеріал «Empress», який за цією властивістю достовірно ($p \leq 0,05$) відрізнявся від інших матеріалів та характеризувався практично вдвічі меншим рівнем деформації, ніж передбачений ISO-1563. Однак, матеріали «Уреен-Преміум», «Стомальгін - 04», в свою чергу характеризувалися більш високим рівнем відновлення (відповідно $(99,0 \pm 0,1)\%$ та $(99,1 \pm 0,1)\%$), ніж матеріал «Empress» - $(98,4 \pm 0,2)\%$, $p \leq 0,05$; тобто, матеріал «Empress» є більш жорстким та менш відновлюваним після деформації стисненням.

Таблиця 4.12

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: альгінатні відбиткові матеріали

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-1563	Допоміжні матеріали		
			«Стомаль-гін - 04»	«Уреен- Premium»	«Empress»
Деформація стиснення	M±m, %	≤ 20,0	11,9±0,2	12,1±0,5 ^c	8,9±0,4 ^B
	S	1,0	0,595	0,605	0,445
	h ₀	0	0,446	0,439	0,520
Відновлення після деформації	M±m, %	≥ 95,0	99,1±0,1	99,0±0,1 ^c	98,4±0,2 ^B
	S	1,0	0,958	0,959	0,965
	h ₀	0	0,059	0,058	0,050
Міцність при стискуванні	M±m, Н/мм ²	≥ 0,35	0,66±0,1	0,68±0,1 ^c	0,93±0,1 ^B
	S	1,0	0,530	0,515	0,376
	h ₀	0	0,485	0,493	0,531
Лінійна усадка	M±m, %	≥ 5,0	3,2±0,1 ^a	2,8±0,1	2,6±0,1 ^B
	S	1,0	0,640	0,560	0,520
	h ₀	0	0,412	0,468	0,491
Загальний робочий час	M±m, с	≥ 60,0	118,3±4,0 ^a	98,5±3,0 ^c	64,0±1,5 ^B
	S	1,0	0,508	0,609	0,547
	h ₀	0	0,496	0,436	0,476
Час змішування	M±m, с	≤ 60,0	29,0±0,9 ^a	36,5±1,0 ^c	30,5±1,0
	S	1,0	0,483	0,608	0,508
	h ₀	0	0,507	0,436	0,496
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,401	0,388	0,427

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^B – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

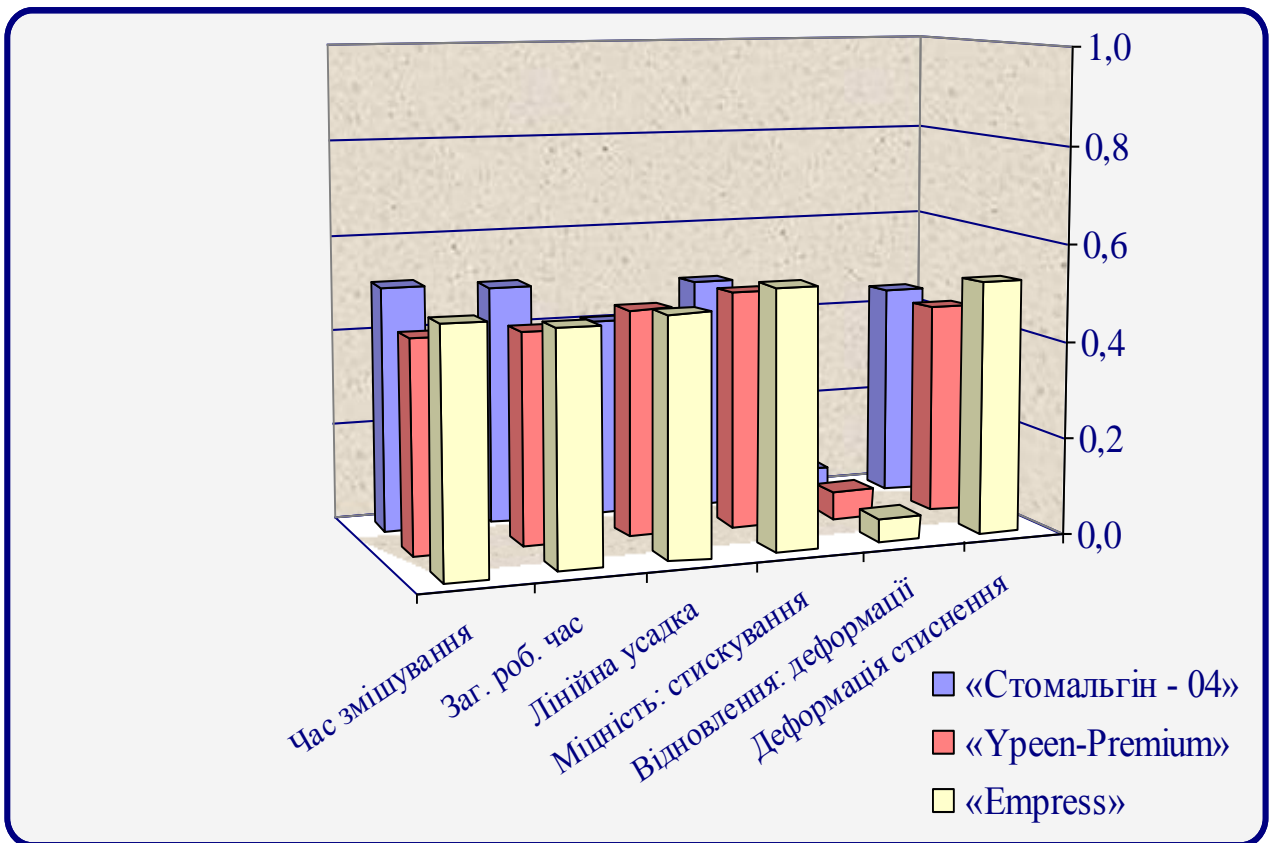


Рис.4.12. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: альгінатні матеріали для отримання анатомічних відбитків

Підтвердженням цьому є також показник міцності при стискуванні ($\text{H}/\text{мм}^2$), яким характеризувались експериментальні зразки; так, найбільш міцними (втричі перевищуючи нормативні значення ISO-1563) виявилися експериментальні зразки з матеріалу «Empress» - $(0,93 \pm 0,1) \text{H}/\text{мм}^2$, тоді як із матеріалів «Уреен-Преміум», «Стомальгін - 04», відповідно цей показник склав $(0,68 \pm 0,1) \text{H}/\text{мм}^2$ та $(0,66 \pm 0,1) \text{H}/\text{мм}^2$. Лінійна усадка досліджуваних матеріалів коливалась у межах 2,6-3,2% та найбільшою була для матеріалу «Стомальгін-04» - $(3,2 \pm 0,1)\%$, а найменшою – для матеріалу «Empress» - $(2,6 \pm 0,1)\%$. Окремо зазначимо, що найбільш технологічним за показником загального робочого часу виявився матеріал «Стомальгін-04», що визначається більш тривалим часом для отримання.

Виходячи із завдань дослідження, для інтегрального урахування властивостей досліджуваних альгінатних матеріалів нами отримано середні значення узагальненого показника якості для кожного із них та доведено, що найбільш ви-

сока клініко-технологічна якість при отриманні відбитка може бути забезпечена використанням матеріалу «Уреен-Реміум», оскільки $H=0,388$ біт (узгодженість властивостей матеріалу - найвища).

Порівняльне вивчення зубо-технічних восків АТ «Стома» (Україна), «GC» (Японія), «Влад Міва» (Росія) виконано за показниками: температури їх плавлення, міцності при розтягуванні, відносного подовження, питомої ваги та рівня зольності і усадки.

З'ясовано, що найбільша ($p \leq 0,05$) температура плавлення характерна для матеріалу «GC» (Японія), тоді як інші матеріали – більш легкоплавкі. При цьому, саме експериментальні зразки із матеріалу «GC» (Японія) мали найбільшу міцність ($p \leq 0,05$) при розтягуванні – $(32,0 \pm 1,0)$ МПа, а із матеріалу АТ «Стома» - $(28,0 \pm 1,0)$ МПа та відповідно - «Влад Міва» (Росія) - $(28,0 \pm 1,0)$ МПа.

Пластичність досліджуваних восків, що характеризується через показник відносного подовження експериментальних зразків найвищою ($p \leq 0,05$) виявилася для матеріалу АТ «Стома» - $(73,5 \pm 1,5)\%$, а найменшою – для матеріалу «GC» (Японія) – $(64,0 \pm 1,0)\%$. При цьому, досліджувані матеріали достовірно не відрізнялись за показником питомої їх ваги, відповідаючи вимогам ISO-15854.

Зазначимо, що досліджені нами експериментальні зразки із зубо-технічних восків АТ «Стома» (Україна), «GC» (Японія), «Влад Міва» (Росія) характеризувались нормативним рівнем зольності; найменший був властивим воску «GC» (Японія) – $(0,012 \pm 0,001)$ од. Саме експериментальним зразкам із цього матеріалу також властивий найменший рівень усадки – $(0,08 \pm 0,01)\%$ (табл. 4.13).

Для багатофакторного урахування властивостей досліджуваних зубо-технічних восків, враховуючи отримані нами на експериментальних зразках показники, розраховано середні значення узагальненого показника якості для кожного із восків та доведено, що найбільш висока клініко-технологічна якість властива матеріалу «Влад Міва» (Росія), оскільки $H=0,142$ біт (узгодженість властивостей матеріалу - найвища).

Таблиця 4.13

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: віск зубо-технічний для моделювання протезів

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-15854	Віск моделювальний		
			АТ «Стома» Україна	«GC» Японія	«Влад Міва» Росія
Температура плавлення	M±m, °C	68,0÷71,0	68,8±0,1 ^a	70,5±0,1 ^c	68,5±0,1
	S	1,0	0,969	0,993	0,964
	h ₀	0	0,044	0,010	0,051
Міцність при розтягненні	M±m, МПа	≥20,0	28,0±1,0 ^a	32,0±1,0 ^c	24,5±0,5 ^b
	S	1,0	0,714	0,625	0,816
	h ₀	0	0,347	0,424	0,239
Подовження відносне	M±m, %	≥62,0	73,5±1,5 ^a	64,0±1,0 ^c	76,0±1,0
	S	1,0	0,843	0,968	0,815
	h ₀	0	0,208	0,045	0,241
Питома вага	M±m, од	0,93÷0,94	0,933±0,001 ^a	0,937±0,003	0,936±0,001 ^b
	S	1,0	0,995	0,996	0,996
	h ₀	0	0,007	0,006	0,006
Зольність	M±m, %	≤0,020	0,015±0,001 ^a	0,012±0,001 ^c	0,018±0,001 ^b
	S	1,0	0,750	0,600	0,900
	h ₀	0	0,311	0,442	0,137
Усадка	M±m, %/°	≤0,15	0,12±0,01 ^a	0,08±0,01 ^c	0,13±0,01
	S	1,0	0,800	0,533	0,866
	h ₀	0	0,258	0,484	0,180
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,196	0,235	0,142

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

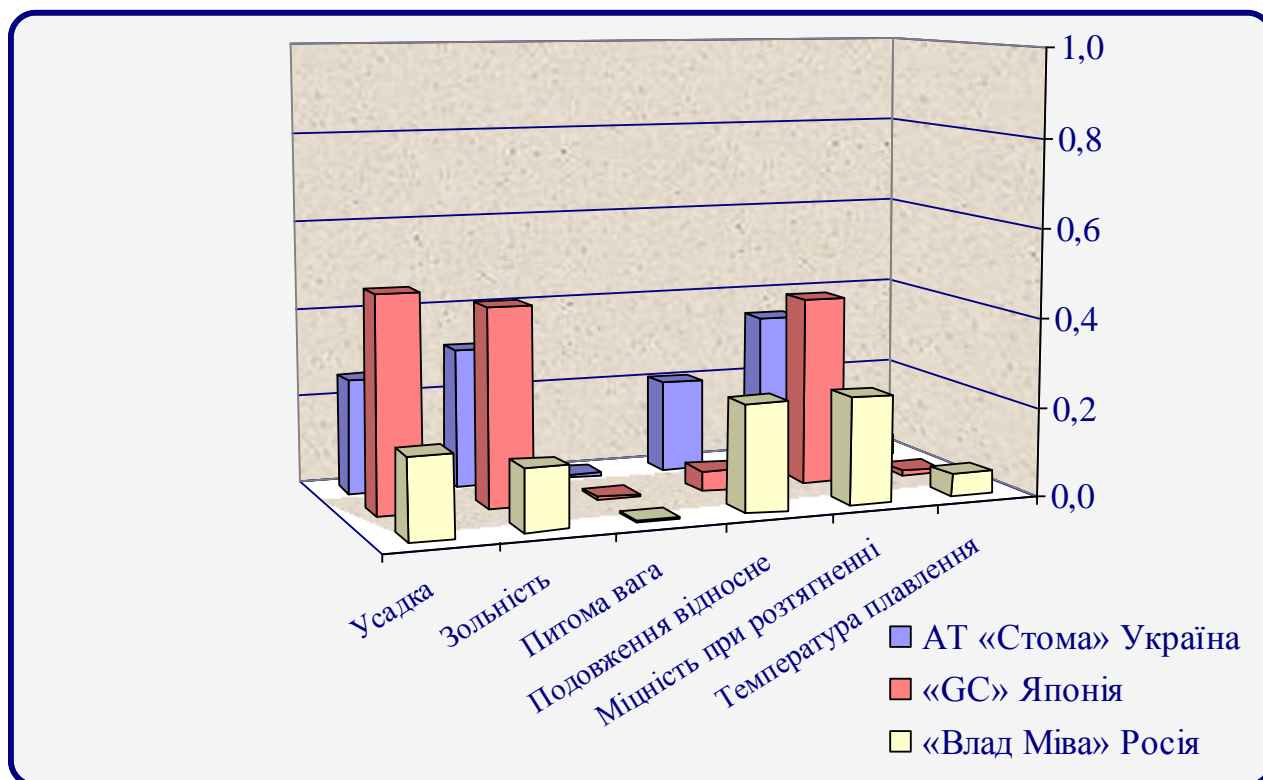


Рис. 4.13. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: віск зубо-технічний для моделювання протезів

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу. В системі кваліметричної оцінки гіпсів досліджено індикативні властивості допоміжних матеріалів: «ГВ-Г-10 А-III», «Base Stone», «GC Fudjirok EP», що передбачено ISO-6873: гідрофільне співвідношення (мас/%), загальний робочий час, час структуризації, відносно розширення при структуризації, відносно розширення після структуризації, міцність стиснення.

За показником гідрофільного співвідношення, як підтверджують результати лабораторних випробувань (табл.4.14), усі матеріали відповідають вимогам ISO-6873, однак найточніший показник має «GC Fudjirok EP» і становить $0,28 \pm 0,01$, тоді як у матеріалі «Base Stone» – $0,28 \pm 0,03$, а у «ГВ-Г-10 А-III» – $0,29 \pm 0,01$. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність коливається у межах $(0,0 \div 0,050)$ біт та відповідно становить: «ГВ-Г-10 А-III» – 0,0 біт, «Base Stone» – 0,050 біт, «GC Fudjirok EP» – 0,050 біт.

За показником «Загальний робочий час» (табл.4.14), усі досліджувані матеріали на 25-60% перевищують індикативні значення ISO-6873, що здатне забезпечувати неквапливу роботу. Так, для матеріалу «GC Fudjirok EP» загальний робочий час становить $48,0 \pm 2,3$ хв, тоді як для матеріалу «Base Stone» – $41,5 \pm 2,0$ хв, а «ГВ-Г-10 А-III» – $37,5 \pm 1,5$ хв. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,258 \div 0,424)$ біт.

Час структуризації усіх зразків гіпсу для відливки комбінованих розбірних робочих моделей щелеп знаходиться у межах відповідного індикативного значення ISO-6873. При цьому, для матеріалу «GC Fudjirok EP» він становить $18,0 \pm 0,5$, для матеріалу «Base Stone» – $12,8 \pm 0,8$, для «ГВ-Г-10 А-III» – $7,5 \pm 1,0$, що і забезпечує відповідні кваліметричні показники досліджуваних матеріалів у межах $(0,330 \div 0,471)$ біт. Відносне розширення при структуризації усіх досліджуваних матеріалів на 20-70% нижче індикативних значень ISO-6873, найменший показник має «GC Fudjirok EP» ($p \leq 0,05$), він становить $(0,009 \pm 0,001)\%$, «Base Stone» – на 50% нижче, його значення $(0,050 \pm 0,010)\%$, а «ГВ-Г-10 А-III» – $(0,080 \pm 0,010)\%$. Ці закономірності і відображаються кваліметричними показниками, значення яких знаходяться у межах $(0,258 \div 0,521)$ біт.

Відносне розширення після структуризації усіх зразків гіпсу в межах індикативних значень ISO-6873, при цьому показник «GC Fudjirok EP» ($p \leq 0,05$) на 45% нижче значення ISO і він становить $(0,030 \pm 0,010)\%$, «Base Stone» має значення $(0,010 \pm 0,001)\%$, а «ГВ-Г-10 А-III» – $(0,020 \pm 0,005)\%$ і має граничне значення. Кваліметричні показники знаходяться у межах $(0,0 \div 0,518)$ біт.

Як з'ясовано в результаті аналізу даних лабораторних досліджень, міцність стиснення зразків матеріалів на 15-60% перевищує показники ISO-6873 і найбільше значення має «GC Fudjirok EP» – $(32,0 \pm 2,1)$ МПа, наступне значення – «Base Stone» $(28,5 \pm 1,5)$ МПа, а найнижче має «ГВ-Г-10 А-III» – $23,0 \pm 0,8$ МПа.

Таблиця 4.14

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних
стоматологічних матеріалів: гіпс

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-6873	Допоміжні матеріали		
			«ГВ-Г-10 А-III»	«Base Stone»	«GC Fudjirok EP»
Гідрофільне співвідно- шення (мас/%)	M±m, од	0,28÷0,30	0,29±0,01 ^a	0,28±0,03	0,28±0,01 ^B
	S	1,0	1,000	0,965	0,965
	h ₀	0	0,000	0,050	0,050
Загальний ро- бочий час	M±m, хв	≥30,0	37,5±1,5	41,5±2,0 ^c	48,0±2,3 ^B
	S	1,0	0,800	0,723	0,625
	h ₀	0	0,258	0,338	0,424
Час структу- ризації	M±m, хв	4,0÷20,0	7,5±1,0 ^a	12,8±0,8 ^c	18,0±0,5 ^B
	S	1,0	0,375	0,640	0,900
	h ₀	0	0,531	0,412	0,137
Відносне ро- зширення при структуризації	M±m, %	≤0,100	0,080±0,010 ^a	0,050±0,010 ^c	0,030±0,010 ^B
	S	1,0	0,800	0,500	0,300
	h ₀	0	0,258	0,500	0,521
Відносне роз- ширення після структуризації	M±m, %	≤0,020	0,020±0,005 ^a	0,010±0,001	0,009±0,001 ^B
	S	1,0	1,00	0,500	0,450
	h ₀	0	0,000	0,500	0,518
Міцність стис- нення	M±m, МПа	≥20,0	23,0±0,8 ^a	28,5±1,5	32,0±2,1 ^B
	S	1,0	0,869	0,701	0,625
	h ₀	0	0,176	0,359	0,424
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,204	0,360	0,346

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні $p \leq 0,05$;

^B – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні $p \leq 0,05$;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні $p \leq 0,05$;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

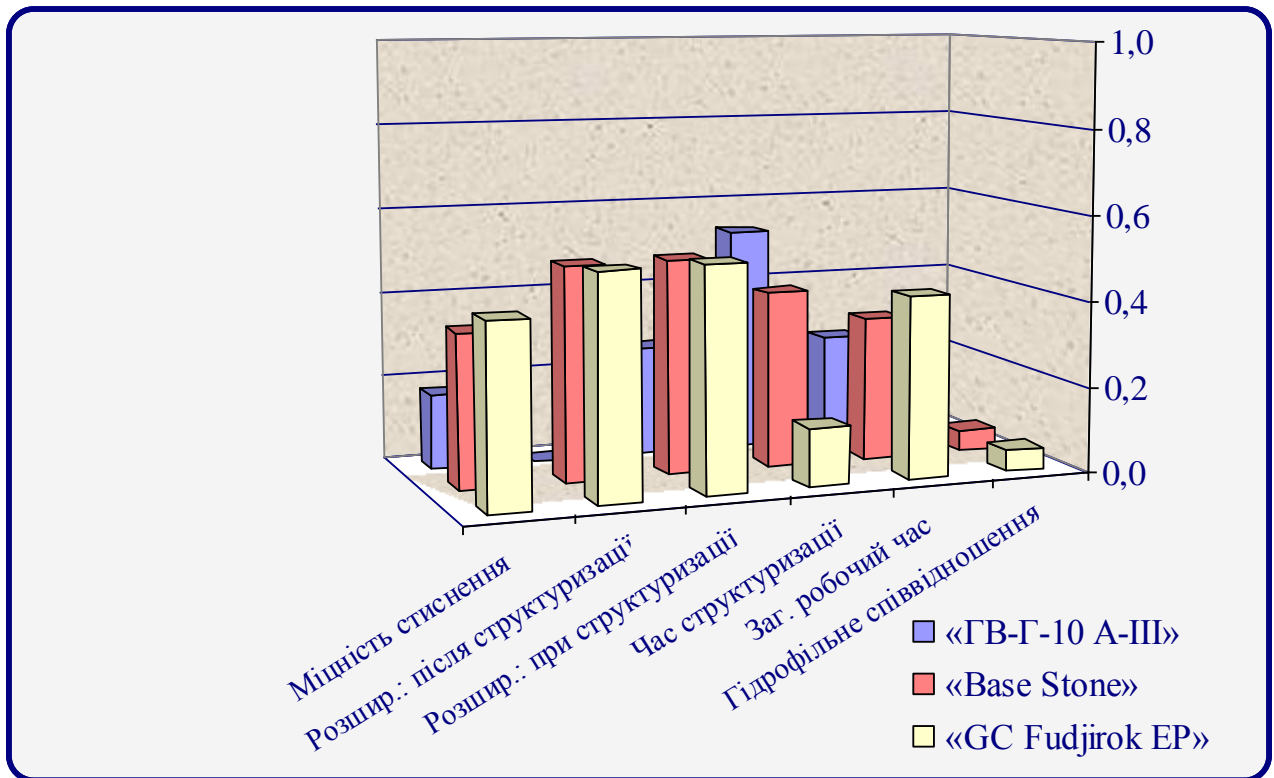


Рис.4.14. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: гіпс для відливки комбінованих розбірних робочих моделей щелеп

Таким чином, ми довели, що різноманітні види гіпсу мають досить відмінні фізико-механічні властивості, що не може не впливати на якість зубних протезів, виготовлених на гіпсових моделях. Тому вивчення та врахування властивостей гіпсу було і буде актуально ще багато років, оскільки він є найбільш доступним матеріалом, і взагалі незамінний, так як переважна більшість зубних протезів виготовляється саме на гіпсових моделях.

Порівняльне вивчення ізоляційних лаків виконано за показниками: твердості (за шкалою Мооса), розвантажувальної напруги при стискуванні, коефіцієнту відображення, в'язкості кінематичної та умовної, а також за показником адгезії (табл. 4.15). З'ясовано, що найбільшою твердістю за шкалою Мооса характеризувався ізоляційний лак «Ізальгін» - $(3,9 \pm 0,3)$ од., що практично вдвічі перевищувало мінімальні значення по ISO-14569. Цей матеріал за показником твердості достовірно ($p > 0,05$) перевищував показники матеріалів «Ізокол-69» та «Ізолак» (відповідно становили: $(3,1 \pm 0,2)$ од. та $(3,1 \pm 0,2)$ од.)

Розвантажувальна напруга при стискуванні перелічених ізоляційних лаків коливалась у межах від $(10,9 \pm 0,2)$ МН/м² - «Ізокол-69» до $(11,2 \pm 0,3)$ МН/м² - «Ізальгін» та достовірно ($p > 0,05$) перевищувала відповідний індикативний показник для цього типу стоматологічних матеріалів по ISO-14569.

Серед порівнюваних ізоляційних матеріалів найбільший коефіцієнт відображення був властивим для матеріалу «Ізальгін» - $(15,5 \pm 0,4)$ %, тоді як для матеріалу «Ізолак» – $(13,7 \pm 0,6)$ %, а для матеріалу «Ізокол-69» - $(11,4 \pm 0,3)$ %. Перелічені рівні коефіцієнту відображення цих матеріалів – відповідають вимогам по ISO-14569, однак достовірне ($p < 0,05$) перевищення нормативного рівня коефіцієнту відображення здатне забезпечувати більшу клінічну ефективність при використанні матеріалів «Ізальгін» та «Ізолак».

В'язкість, як властивість ізоляційних лаків є важливою клініко-технологічною характеристикою, оскільки насамперед за рахунок цієї властивості забезпечується стійкість лаків до кінематичного та статичного навантаження і його розподілу на опорні елементи. Порівняльний аналіз досліджуваних лаків виявив, що найкращий рівень кінематичної в'язкості властивий матеріалам «Ізальгін» та «Ізолак» (відповідно $(149,8 \pm 1,2)$ мм²/с та $(148,4 \pm 1,3)$ мм²/с), що менше на 24-25% від нормативного рівня, передбаченого ISO-14569.

Водночас, кінематична в'язкість матеріалу «Ізокол-69» - гранична, хоча також відповідає індикативному референтному рівню. При цьому, показник умовної в'язкості матеріалу «Ізальгін» - найменший, що забезпечує найбільш ефективну обробку опорного елемента конструкції (рис. 4.15).

Порівняльне вивчення адгезивних властивостей ізоляційних лаків виявило, що найкраща адгезія може бути забезпечена матеріалом «Ізолак», оскільки його показник становить $(4,8 \pm 0,4)$ мм², тоді як «Ізокол-69» та «Ізальгін» тез значно перевищують індикативні референтні значення ISO-14569 практично 1,6-1,7 рази.

Таблиця 4.15

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних
стоматологічних матеріалів: лак ізоляційний

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості по ISO-14569	Допоміжні матеріали		
			«Ізокол-69»	«Ізолак»	«Ізальгін»
Твердість за шкалою Мооса	$M \pm m$, од	$\geq 2,0$	$3,1 \pm 0,2$	$3,2 \pm 0,1^c$	$3,9 \pm 0,3^b$
	S	1,0	0,645	0,625	0,513
	h_0	0	0,408	0,424	0,494
Розвантажувальна напруга при стискуванні	$M \pm m$, мН/м ²	$\geq 10,0$	$10,9 \pm 0,2$	$11,0 \pm 0,4$	$11,2 \pm 0,3$
	S	1,0	0,917	0,909	0,893
	h_0	0	0,115	0,125	0,146
Коефіцієнт відображення	$M \pm m$, %	$\geq 10,0$	$11,4 \pm 0,3^a$	$13,7 \pm 0,6^c$	$15,5 \pm 0,4^b$
	S	1,0	0,877	0,730	0,645
	h_0	0	0,166	0,331	0,408
В'язкість кінематична	$M \pm m$, мм ² /с	$\leq 200,0$	$190,0 \pm 1,2^a$	$148,4 \pm 1,3$	$149,8 \pm 1,2^b$
	S	1,0	0,950	0,742	0,749
	h_0	0	0,070	0,319	0,312
В'язкість умовна	$M \pm m$, с	$\geq 12,0$	$21,2 \pm 1,1^a$	$14,6 \pm 1,3$	$13,5 \pm 0,9^b$
	S	1,0	0,563	0,822	0,889
	h_0	0	0,467	0,232	0,151
Адгезія	$M \pm m$, мм ²	$\geq 2,0$	$3,7 \pm 0,4^a$	$4,8 \pm 0,4^c$	$3,6 \pm 0,2$
	S	1,0	0,540	0,417	0,555
	h_0	0	0,480	0,526	0,471
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,284	0,326	0,330

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні $p \leq 0,05$;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні $p \leq 0,05$;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні $p \leq 0,05$;

S – відносний стандартизований та h_0 - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

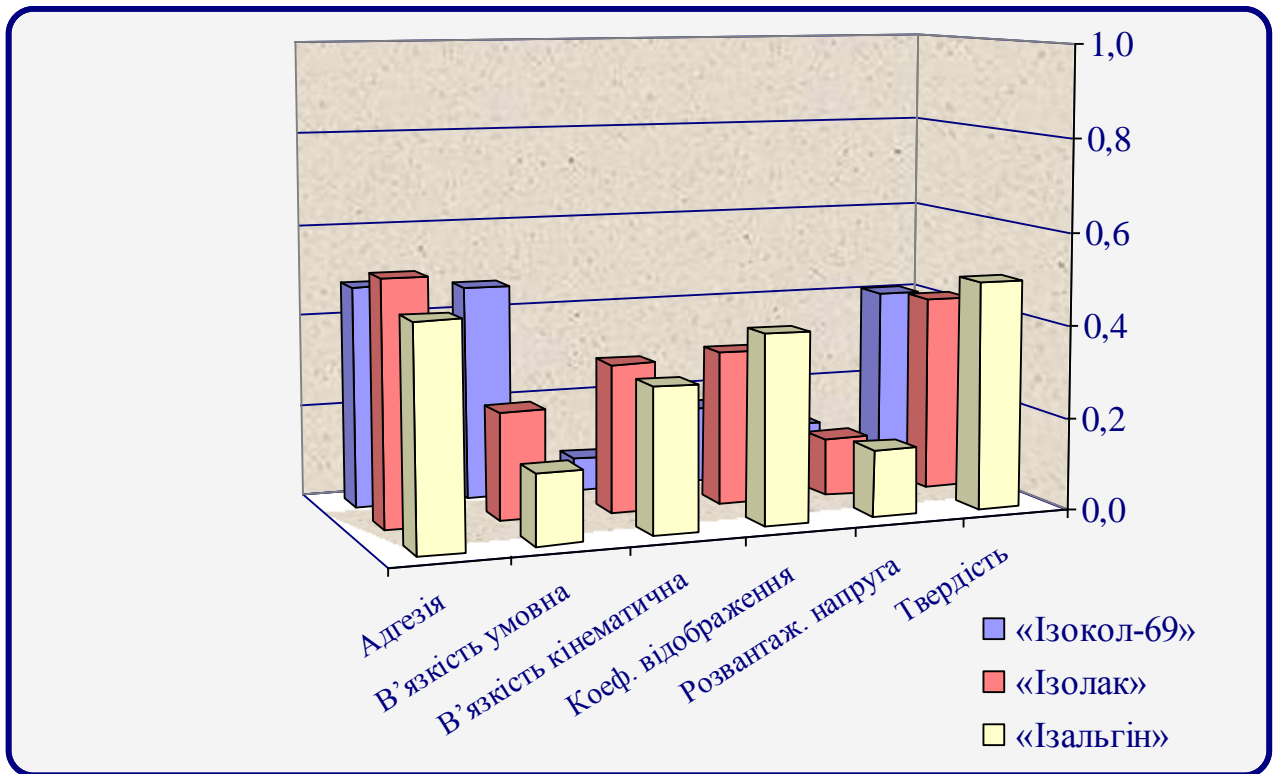


Рис.4.15. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: лак ізоляційний

Із урахуванням усіх (передбачених ISO-14569) вивчених властивостей ізоляційних лаків, виконано узагальнену оцінку показника якості цих матеріалів і з'ясовано, що найбільш конгруентним ізоляційним лаком є «Ізокол-69» ($H=0,284$ біт), на другому ранговому місці – «Ізолак» ($H=0,326$ біт), на третьому – «Ізальгін» ($H=0,330$ біт).

Звичайно, при доборі матеріалів, що плануються при виготовленні зубних протезів важливе значення має саме комплаєнтність (взаємоузгодженість) за фізико-механічними та клініко-технологічними властивостями; саме ці проблемні питання та їх розв'язання розглянуті в розділі 5.

Порівняльне вивчення властивостей адгезивних матеріалів, що використовуються для покращення фіксації знімних зубних протезів виконано за показниками: консистенція, міцність на розрив, розчинність, адгезія з пластмасою та металом, а також рівень в'язкості (табл. 4.16).

За показником консистенція, як підтверджують результати лабораторних випробувань (табл.4.16), усі матеріали відповідають вимогам ISO-10873 та сут-

тево ($p \leq 0,05$) поміж собою не відрізняються. При цьому, досліджені матеріали характеризуються незначним запасом у порівнянні з індикативним показником. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,911 \div 0,980)$ біт.

Міцність на розрив зразків із адгезивних матеріалів для підвищення якості фіксації знімних зубних протезів характеризується виразним запасом міцності, що перевищує відповідне індикативне значення ISO-10873 на $(50 \div 60)\%$, крім матеріалу «Lacalut», що як відомо може знижувати якість адгезії та впливати на терміни її клінічної експлуатації. При цьому, застосування матеріалу «Corega» становить $(17,9 \pm 1,0)$ кПа та достовірно не відрізняється від показника матеріалу «Стомафікс» - $(33,5 \pm 0,4)$ кПа, а для матеріалу «Lacalut» - $(17,9 \pm 1,0)$ кПа, що і забезпечує відповідні кваліметричні показники у межах $(0,447 \div 0,838)$ біт. Наведена розбіжність у показниках визначає додаткові технологічні можливості при використанні адгезивних матеріалів.

Розчинність адгезивних матеріалів для підвищення якості фіксації знімних зубних протезів характеризується найбільшою ($p \leq 0,001$) для матеріалу «Lacalut» - $(41,5 \pm 0,9)$ мм/год, тоді як матеріали «Стомафікс» - $(35,8 \pm 0,6)$ мм/год та «Corega» - $(35,5 \pm 0,8)$ мм/год за цією властивістю не перевищують індикативний показник та, водночас є достовірно нижчими, ніж для матеріалу «Lacalut»; кваліметричні закономірності відображаються показниками інформативності, що коливаються у межах $(0,223 \div 0,351)$ біт.

За показником адгезія з пластмасою (див. табл. 4.16), досліджувані матеріали на 40-45% перевищують індикативні значення ISO-10873, що здатне забезпечувати надміцність базису при динамічних навантаженнях. Так, для матеріалу «Lacalut» адгезія з пластмасою становить $(1,9 \pm 0,1)$ МПа, тоді як для матеріалу «Стомафікс» - $(2,4 \pm 0,4)$ МПа, а «Corega» - $(2,9 \pm 0,3)$ МПа. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливаються у межах $(0,270 \div 0,424)$ біт, що свідчить про їх надвисоку технологічну якість.

Таблиця 4.16

Результати лабораторного вивчення властивостей адгезивних матеріалів для підвищення якості фіксації знімних зубних протезів

Властивості адгезивних матеріалів		Індикатори якості по ISO-10873	Адгезивні матеріали		
			«Стома-фікс»	«Corega»	«Lacalut»
Консистенція	$M \pm m$, мм	$\geq 30,0$	$32,5 \pm 0,4$	$32,9 \pm 1,0^c$	$30,6 \pm 0,2^b$
	S	1,0	0,923	0,911	0,980
	h_0 , біт	0	0,107	0,123	0,029
Міцність на розрив	$M \pm m$, кПа	$\geq 15,0$	$33,5 \pm 0,4$	$33,2 \pm 0,6^c$	$17,9 \pm 1,0^b$
	S	1,0	0,447	0,452	0,838
	h_0 , біт	0	0,519	0,518	0,214
Розчинність	$(M \pm m)$, мм/год	$\leq 50,0$	$35,8 \pm 0,6$	$35,5 \pm 0,8^c$	$41,5 \pm 0,9^b$
	S	1,0	0,716	0,710	0,830
	h_0 , біт	0	0,345	0,351	0,223
Адгезія з пластмасою	$M \pm m$, МПа	$\geq 1,5$	$2,4 \pm 0,4$	$2,9 \pm 0,3^c$	$1,9 \pm 0,1$
	S	1,0	0,625	0,652	0,789
	h_0 , біт	0	0,424	0,402	0,270
Адгезія з металом	$M \pm m$, МПа	$\geq 1,5$	$2,1 \pm 0,1$	$2,3 \pm 0,2^c$	$1,7 \pm 0,08^b$
	S	1,0	0,714	0,652	0,882
	h_0 , біт	0	0,347	0,402	0,160
В'язкість умовна	$M \pm m$, с	$\geq 60,0$	$67,8 \pm 0,2$	$68,3 \pm 0,2^c$	$62,0 \pm 0,6^b$
	S	1,0	0,882	0,878	0,967
	h_0 , біт	0	0,160	0,165	0,047
Узагальнений показник якості - Н, біт			0,317	0,327	0,157

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні $p \leq 0,05$;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні $p \leq 0,05$;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні $p \leq 0,05$;

S – відносний стандартизований та h_0 - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

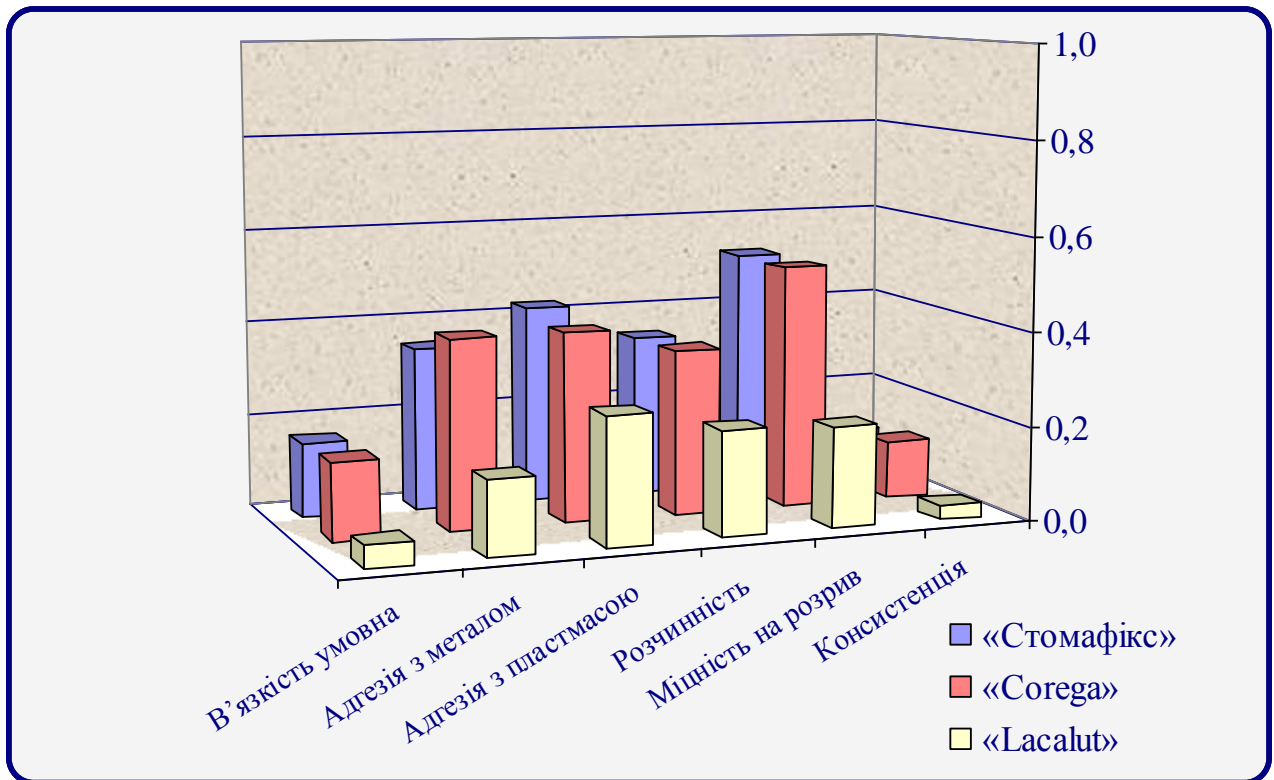


Рис.4.16. Кваліметричний профіль адгезивних матеріалів для підвищення якості фіксації знімних зубних протезів

За показником адгезія з металом, досліджувані матеріали на 25-30% перевищують індикативні значення ISO-10873, що підвищують когезію металевого базису знімного протезу до та слизової оболонки. Так, для матеріалу «Lacalut» адгезія з металом становить $(1,7 \pm 0,08)$ МПа, тоді як для матеріалу «Stomafix» - $(2,1 \pm 0,1)$ МПа, а «Corega» - $(2,3 \pm 0,2)$ МПа. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливаються у межах $(0,160 \div 0,402)$ біт. В'язкість умовна на момент застосування адгезивних матеріалів коливається у межах $(62,0-68,3)$ с та є найменшою у разі застосування матеріалу «Lacalut» - $(62,0 \pm 0,6)$ с, а найбільшою для матеріалу «Corega» - $(68,3 \pm 0,2)$ с, $p \geq 0,05$. При цьому, виявлено, що при найменшій умовній в'язкості, відповідно знижується адгезія знімних зубних протезів та порушує їх фіксацію і стабілізацію при клінічній експлуатації, що значно подовжує термін адаптації пацієнтів та знижує якість життя. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,047 \div 0,327)$ біт.

До фізико – механічних властивостей досліджуваних матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних протезів, згідно з ТУ У віднесені: консистенція компаунда (D , мм), деформація стисненням (S , %), відновлення матеріалу після деформації стисненням (I_B , %), відносне подовження матеріалу до моменту розриву (f_p) та міцність зв'язку м'якої підкладки з базисом (акрилові полімери) протезу (H_{II} , Н).

Показник деформації при стискуванні (S , %) досліджуваних матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних протезів (табл. 4.17) коливається у межах $(34,1 \div 40,9)\%$, відповідає нормативним вимогам; з'ясовано, що деформація при стискуванні ММП «ПМ-С», яка становить $(38,3 \pm 0,79)\%$ займає проміжне становище: дещо вища ($p > 0,05$) ніж у матеріалу «Ufi Gel P» - $(34,1 \pm 1,18)\%$ та менша ($p > 0,05$) ніж у матеріалу «Silagum AV Comfort» - $(40,9 \pm 1,76)\%$. При цьому, нами з'ясовано, що ММП «ПМ-С» характеризується найбільш високим рівнем відтворюваності цієї властивості – $97,94\%$, тоді як інші матеріали мають відтворюваність на рівні $(95,7 \div 96,5)\%$.

Отже, деформація при стискуванні ММП «ПМ-С» відповідає нормативним вимогам, матеріал за цією властивістю не відрізняється від найбільш широко застосовуваних закордонних аналогів та характеризується більш високим рівнем відтворюваності властивості в клініко – лабораторних умовах.

Властивість відновлення після деформації стискуванням (I_B , %) усіх досліджуваних матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних зубних протезів коливається у межах $(99,90 \div 99,95)\%$, що відповідає нормативним вимогам; з'ясовано, що деформація при стискуванні ММП «ПМ-С», яка становить $(99,95 \pm 0,02)\%$ дещо більша ($p > 0,05$) ніж у матеріалу «Silagum AV Comfort» - $(99,90 \pm 0,03)\%$ та тотожна матеріалу «Ufi Gel P». ММП «ПМ-С» характеризується середнім рівнем відтворюваності цієї властивості – $99,99\%$. Отже, властивість відновлення ММП «ПМ-С» після деформації стисненням відповідає нормативним вимогам, матеріал за цією властивістю не відрізняється від найбільш широко застосовуваних закордонних аналогів та характеризується середнім рівнем відтворюваності в клініко – лабораторних умовах.

Таблиця 4.17

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ: силіконові підкладочні матеріали для знімних конструкцій зубних протезів

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості по ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Ufi Gel P» Voco	«ПМ-С» АТ «Стома»	«Silagum» DMG
Міцність зв'язку з полімером	M±m, кг/с/см ²	≥4,0	9,2±0,2 ^a	5,3±0,2 ^c	5,9±0,2 ^b
	S	1,0	2,3	1,32	1,47
	h ₀ , біт	0	2,764	0,529	0,817
Відносне подовження	M±m, %	30,0	41,7±0,6 ^a	32,3±0,7 ^c	38,4±0,8 ^b
	S	1,0	1,39	1,08	1,28
	h ₀ , біт	0	0,660	0,120	0,456
Відновлення після деформації стиснення	M±m, %	≥96,5	99,9±0,01	99,9±0,02	99,9±0,03
	S	1,0	1,03	1,03	1,03
	h ₀ , біт	0	0,044	0,044	0,044
Консистенція компаунда	M±m, мм	≥23,0	32,5±1,4 ^a	23,2±0,1 ^c	23,9±0,3 ^b
	S	1,0	1,41	1,00	1,04
	h ₀ , біт	0	0,699	0,000	0,059
Відносна деформація стиснення	M±m, %	≥20,0	34,1±1,2 ^a	38,3±0,8	40,9±1,7 ^b
	S	1,0	1,70	1,91	2,04
	h ₀ , біт	0	1,301	1,783	2,098
Водопоглинення	M±m, %	0,5≤	0,18±0,01 ^a	0,23±0,01	0,23±0,01 ^b
	S	1,0	0,36	0,46	0,46
	h ₀ , біт	0	0,531	0,515	0,515
Узагальнений показник якості - H, біт			0,999	0,499	0,665

^a – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p≤0,05;

^b – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p≤0,05;

^c – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p≤0,05;

S – відносний стандартизований та h₀ - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

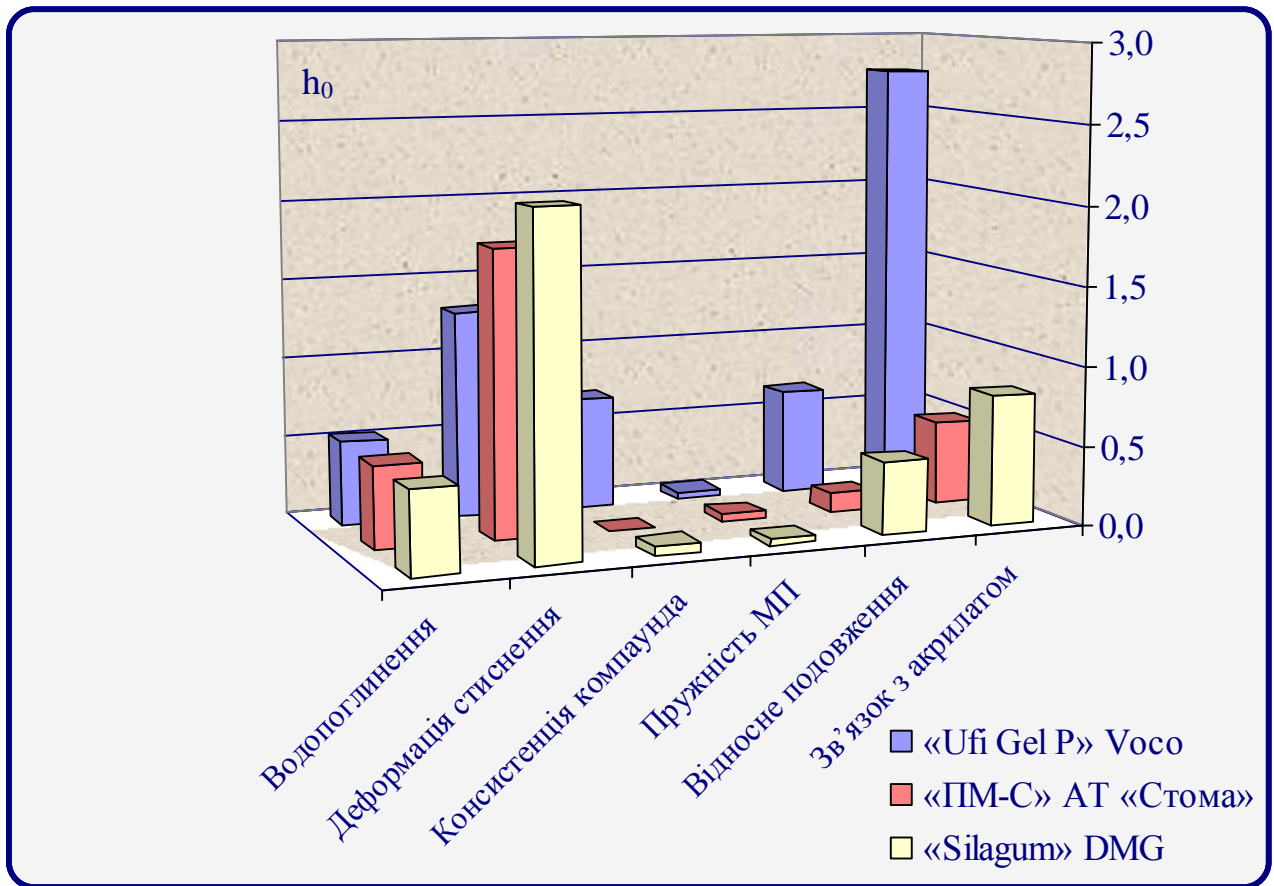


Рис.4.17. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: силіконові підкладочні матеріали для знімних конструкцій зубних протезів

Відносне подовження експериментальних зразків (f_p), яке опосередковано характеризує еластичність м'яких підкладок базисів знімних зубних протезів, виготовленої з досліджуваних матеріалів коливається у межах (32,3÷41,7)%, що відповідає нормативним вимогам; з'ясовано, що відносне подовження ММП «ПМ-С», яке становить (32,3±0,67)% - достовірно ($p < 0,05$) менше ніж у матеріалу «Ufi Gel P» - (41,7±0,63)% матеріалу «Silagum AV Comfort» - (38,4±0,76)%. Окрім того, по результатах експериментального визначення з'ясовано, що ММП «ПМ-С» характеризується найбільш низьким рівнем відтворюваності цієї властивості – 94,67%, тоді як інші матеріали мають відтворюваність на рівні (98,1÷97,6)% (див. табл.4.17). Отже, за показником відносного подовження м'які підкладки із матеріалу «ПМ-С» відповідають нормативним вимогам, але

матеріал «ПМ-С» відрізняється від найбільш широко застосовуваних закордонних аналогів меншим рівнем відтворюваності цієї властивості.

Показник консистенції компаунда (D, мм) досліджуваних матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних протезів коливається у межах $(23,2 \div 32,5)\%$, відповідає нормативним вимогам; з'ясовано, що показник консистенції компаунда ММП «ПМ-С», яка становить $(23,2 \pm 0,09)$ мм не відрізняється від цієї властивості у матеріалу «Silagum AV Comfort» - $(23,9 \pm 0,31)\%$ та достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у матеріалу «Ufi Gel P» - $(32,5 \pm 1,4)\%$. З'ясовано, що ММП «ПМ-С» характеризується найбільш високим рівнем відтворюваності цієї властивості – 99,61%, тоді як інші матеріали мають відтворюваність на рівні $(98,7 \div 95,7)\%$ (табл.4.17). Отже, консистенція компаунда ММП «ПМ-С» відповідає нормативним вимогам. Матеріал за цією властивістю не відрізняється від матеріалу «Silagum AV Comfort» та може поступатися матеріалу «Ufi Gel P» при необхідності нанесення надтонких підкладок на базис знімного зубного протезу.

Міцність зв'язку (U, кгс/см²) матеріалу для м'яких підкладок досліджена на базисах, виготовлених із акрилових полімерів (найбільш поширених у вітчизняній ортопедичній стоматології для виготовлення базису знімних зубних протезів), коливається у межах $(5,29 \div 19,2)$ кгс/см² та відповідає нормативним вимогам. Однак, з'ясовано, що показник міцності зв'язку ММП «ПМ-С», який становить $(5,29 \pm 0,23)$ кгс/см² дещо менший ніж у матеріалу «Silagum AV Comfort» - $(5,85 \pm 0,19)$ кгс/см² та достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у матеріалу «Ufi Gel P» - $(19,2 \pm 0,25)$ кгс/см². З'ясовано також, що ММП «ПМ-С» характеризується найменшим (але достатнім, оскільки $U_{\text{норм}} \geq 4,0$ кгс/см²) рівнем відтворюваності цієї властивості – 95,61%, тоді як інші матеріали мають відтворюваність на рівні $(98,8 \div 96,7)\%$ (табл.3.3). Отже, застосування матеріалу «ПМ-С» в клінічних умовах у якості м'якої підкладки базису, виготовленого із акрилових полімерів, здатне забезпечити необхідну міцність взаємозв'язку між базисом та підкладкою.

4.3. Порівняльна оцінка якості стоматологічних матеріалів

Маючи на меті проведення порівняльного багатofакторного кваліметричного аналізу конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів, нами за єдиною методикою комплексної оцінки їх властивостей отримані дані, що інтегрально характеризують якість матеріалу за комплексом показників.

Конструкційні матеріали для виготовлення зубних протезів. Із конструкційних матеріалів для ортопедичних стоматологічних конструкцій нами в лабораторно-експериментальних умовах вивчені стоматологічні пластмаси, покривні лаки та цементи для постійної фіксації зубних протезів, а також функціонально-конструкційні матеріали (підкладочні силіконові та адгезивні).

Стоматологічні пластмаси (холодної та гарячої полімеризації). Кваліметричну оцінку пластмас гарячої полімеризації досліджено за індикативними властивостями конструкційних матеріалів: «Етакрил-02», «Фторакс» та «Vertex rapid», що передбачено ISO-10139: деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,343 \div 0,349)$ біт (табл.4.18).

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості конструкційних матеріалів: «Акродент», «SNAP» та «TEMPRON», що передбачено ISO-10477: деформація при стискуванні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,052 \div 0,203)$ біт.

Покривні лаки для незнімних конструкцій зубних протезів. Порівняльна кваліметрична оцінка покривних лаків виконана за показниками їх базових властивостей, зокрема: часу структуризації, коефіцієнту відображення, мікро-

Таблиця 4.18

Функціональне призначення досліджених на лабораторному етапі конструкційних стоматологічних матеріалів та їх інтегральні кваліметричні індекси

Функціональне призначення матеріалу		Досліджені матеріали			
1	Акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення базису знімного протезу	ISO-10139	«Протакрил-М»	«Редонт»	«Vertex castapres»
		h, біт	0,265	0,289	0,314
2	Акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення базису знімного протезу	ISO-10139	«Етакрил»	«Фторакс»	«Vertex rapid»
		h, біт	0,348	0,343	0,349
3	Акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення незнімних зубних протезів	ISO-10477	«Акродент»	«SNAP»	«TEMPRON»
		h, біт	0,203	0,052	0,176
4	Акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення незнімних зубних протезів	ISO-10477	Сінма-М	Сінма М+V	Superpont C+B
		h, біт	0,131	0,027	0,062
5	Лак покривний (забезпечення коплаєнтності)	ISO-14569	«ЕДА-03»	«Сінма М+V»	«Conalor»
		h, біт	0,169	0,333	0,263
6	Цемент стоматологічний для постійної фіксації протезів	ISO-9917	«Компомер»	«Fuji Plus»	«Ketac Cem»
		h, біт	0,297	0,228	0,266
7	Адгезивні матеріалів для підвищення якості фіксації знімних зубних протезів	ISO-10873	«Стомафікс»	«Corega»	«Lacalut»
		h, біт	0,317	0,327	0,157
8	Силіконові підкладочні матеріали для знімних конструкцій зубних протезів	ISO-10139	«Ufi Gel P» Voco	«ПМ-С» «Стома»	«Silagum» DMG
		h, біт	0,999	0,499	0,665
Примітка: ISO – міжнародний стандарт якості стоматологічного матеріалу; h – узагальнений показник якості стоматологічного матеріалу з урахуванням його індикативних властивостей, передбачених ISO, біт					

твердості зразків, пористості поверхні, здатності лаку до адгезії з пластмасою та металом; досліджувалися лаки «ЕДА-03», «Сінма М+V», «Conalor», а критеріями оцінки були вимоги, що містяться в ISO-14569.

Нами додатково розраховані відповідні технологічні індекси металопластмасової біадгезії покривних лаків, значення яких коливається у межах $(14,0 \div 11,1)$ од. Для вказаних матеріалів отримані також відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,169 \div 0,333)$ біт.

Стоматологічні цементи для постійної фіксації зубних протезів. Порівняльний аналіз якості цементів для постійної фіксації НКЗП виконано на прикладі матеріалів «Компомер», «Fuji Plus», «Ketac Cem» за властивостями, передбаченими ISO-9917: час змішування, час твердіння, товщина плівки, опору стиснення, кислотності розчинення та адгезії до металу / дентину. Нами додатково розраховані відповідні технологічні індекси метало-дентинової біадгезії цементів для постійної фіксації, значення яких коливається у межах $(2,3 \div 2,5)$ од. Для вказаних матеріалів отримані також відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах $(0,228 \div 0,297)$ біт.

Функціонально-конструкційні стоматологічні матеріали. До фізико – механічних властивостей досліджуваних матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних протезів, згідно з ТУ У віднесені: консистенція компаунда (D , мм), деформація стисненням (S , %), відновлення матеріалу після деформації стисненням (I_B , %), відносне подовження матеріалу до моменту розриву (f_p) та міцність зв'язку м'якої підкладки з базисом (акрилові полімери) протезу (H_p , Н). Міцність зв'язку (U , кгс/см²) матеріалу для м'яких підкладок досліджена на базисах, виготовлених із акрилових полімерів (найбільш поширених у вітчизняній ортопедичній стоматології для виготовлення базису знімних зубних протезів), коливається у межах $(5,29 \div 19,2)$ кгс/см² та відповідає нормативним вимогам. Однак, з'ясовано, що показник міцності зв'язку ММП «ПМ-С», який становить $(5,29 \pm 0,23)$ кгс/см² дещо менший ніж у матеріалу «Silagum AV Comfort» - $(5,85 \pm 0,19)$ кгс/см² та достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у матеріалу «Ufi Gel P» - $(19,2 \pm 0,25)$ кгс/см² (див. табл. 4.18).

Порівняльне вивчення властивостей адгезивних матеріалів, що використовуються для покращення фіксації знімних зубних протезів виконано за показниками: консистенція, міцність на розрив, розчинність, адгезія з пластмасою та металом, а також рівень в'язкості (табл. 4.16). Виявлено, що при найменшій умовній в'язкості, відповідно знижується адгезія знімних зубних протезів та порушує їх фіксацію і стабілізацію при клінічній експлуатації, що значно подовжує термін адаптації пацієнтів та знижує якість життя. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,157 \div 0,327)$ біт.

Допоміжні матеріали для виготовлення зубних протезів. Із допоміжних матеріалів, що використовуються на етапах виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій нами в лабораторно-експериментальних умовах вивчені відбиткові матеріали (А-силіконові, С-силіконові та альгінатні), а також стоматологічні моделювальні воски, ізоляційні лаки, адгезивні матеріали (табл.4.19), зокрема: С - силіконових відбиткових матеріалів І типу («Сіеласт К» (база), «Stomaflex» (solid), «Spidex»), ІІ типу («Сіеласт К» (паста), «Stomaflex» (pasta), «Spidex» (pasta) та ІІІ типу (матеріали «Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (creme), «Spidex» (creme), а також А - силіконових відбиткових матеріалів І типу («Стомавід», «Panasil putty fast set», «Hydrorise fast set») та А-силіконових відбиткових матеріалів ІІІ типу («Panasil contact plus», «Стомавід», «Hydrorise light») виконано за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка. По кожному із типів цих С-силіконових відбитковий стоматологічних матеріалів виконані лабораторно-експериментальні вивчення їх властивостей і отримані відповідні кваліметричні показники як для кожного матеріалу, так і окремо для кожного з їх типів (див. табл. 4.19).

У порівняльному аспекті нами досліджено властивості альгінатних відбиткових матеріалів «Уреен-Преміум», «Стомальгін - 04» та «Empress» за показниками: деформації стиснення, відновлення після деформації стисненням, міцності при стискуванні, лінійної усадки, часу змішування та загального робочого

Таблиця 4.19

Функціональне призначення досліджених на лабораторному етапі допоміжних стоматологічних матеріалів та їх інтегральні кваліметричні індекси

№ з/п	Функціональне призначення матеріалу		Досліджені матеріали		
1	2		3		
1	С - силіконові відбиткові матеріали типу I	ISO-4823	«Сіеласт К» (база)	«Stomaflex» (solid)	«Spidex»
		h, біт	0,254	0,330	0,347
2	С - силіконові відбиткові матеріали типу II	ISO-4823	«Сіеласт К» (паста)	«Stomaflex» (pasta)	«Spidex» (pasta)
		h, біт	0,227	0,223	0,244
3	С - силіконові відбиткові матеріали типу III	ISO-4823	«Сіеласт К» (коректор)	«Stomaflex» (creme)	«Spidex» (creme)
		h, біт	0,216	0,212	0,203
4	А - силіконові відбиткові матеріали типу I	ISO-4823	«Стомавід»	«Panasil Putty fast set»	«Hydrorise fast set»
		h, біт	0,291	0,349	0,308
5	А-силіконові відбиткові матеріали типу III	ISO-4823	«Стомавід»	«Panasil contact plus»	«Hydrorise light»
		h, біт	0,206	0,218	0,202
6	Альгінатні відбиткові матеріали	ISO-1563	«Стомальгін - 04»	«Ypeen-Premium»	«Empress»
		h, біт	0,401	0,388	0,427
7	Віск зубо-технічний для моделювання протезів	ISO-15854	АТ «Стома» Україна	«GC» Японія	«Влад Міва» Росія
		h, біт	0,196	0,235	0,142

Продовження табл. 4.19

1	2		3		
8	Гіпс стоматологічний для позитивного відображення елементів протезного ложа	ISO-6873	«ГВ-Г-10 А-III»	«Base Stone»	«GC Fudjirok EP»
		h, біт	0,204	0,360	0,346
9	лак ізоляційний для обробки поверхонь гіпсової моделі	ISO-14569	«Ізокол-69»	«Ізолак»	«Ізальгін»
		h, біт	0,284	0,326	0,330
Примітка: ISO – міжнародний стандарт якості стоматологічного матеріалу; h – узагальнений показник якості стоматологічного матеріалу з урахуванням його індикативних властивостей, передбачених ISO, біт					

часу. Виходячи із завдань дослідження, для інтегрального урахування властивостей досліджуваних альгінатних матеріалів нами отримано середні значення узагальненого показника якості для кожного із них та доведено, що найбільш висока клініко-технологічна якість при отриманні відбитка може бути забезпечена використанням матеріалу «Уреен-Преміум», оскільки $H=0,388$ біт (узгодженість властивостей матеріалу - найвища).

Порівняльне вивчення зубо-технічних восків АТ «Стома» (Україна), «GC» (Японія), «Влад Міва» (Росія) виконано за показниками: температури їх плавлення, міцності при розтягуванні, відносного подовження, питомої ваги та рівня зольності і усадки. Для багатофакторного урахування властивостей досліджуваних зубо-технічних восків, враховуючи отримані нами на експериментальних зразках показники, розраховано середні значення узагальненого показника якості для кожного із восків та доведено, що найбільш висока клініко-технологічна якість властива матеріалу «Влад Міва» (Росія), оскільки $H=0,142$ біт (узгодженість властивостей матеріалу - найвища).

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу. В системі кваліметричної оцінки гіпсів дослі-

джено індикативні властивості допоміжних матеріалів: «ГВ-Г-10 А-III», «Base Stone», «GC Fudjirok EP», що передбачено ISO-6873: гідрофільне співвідношення (мас/%), загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, відносне розширення після структуризації, міцність стищення. різноманітні види гіпсу мають досить відмінні фізико-механічні властивості, що не може не впливати на якість зубних протезів, виготовлених на гіпсових моделях. Тому вивчення та врахування властивостей гіпсу було і буде актуально ще багато років, оскільки він є найбільш доступним матеріалом, і взагалі незамінний, так як переважна більшість зубних протезів виготовляється саме на гіпсових моделях.

Порівняльне вивчення ізоляційних лаків виконано за показниками: твердості (за шкалою Мооса), розвантажувальної напруги при стискуванні, коефіцієнту відображення, в'язкості кінематичної та умовної, а також за показником адгезії. Порівняльне вивчення адгезивних властивостей ізоляційних лаків виявило, що найкраща адгезія може бути забезпечена матеріалом «Ізолак», оскільки його показник становить $(4,8 \pm 0,4)$ мм², тоді як «Ізокол-69» та «Ізальгін» тез значно перевищують індикативні референтні значення ISO-14569 практично 1,6-1,7 рази. Із урахуванням усіх (передбачених ISO-14569) вивчених властивостей ізоляційних лаків, виконано узагальнену оцінку показника якості цих матеріалів і з'ясовано, що найбільш конгруентним ізоляційним лаком є «Ізокол-69» (H=0,284 біт), на другому ранговому місці – «Ізолак» (H=0,326 біт), на третьому – «Ізальгін» (H=0,330 біт).

Отримані дані використані нами для обґрунтування та розробки професійної консультативної системи добору комплаєнтних стоматологічних матеріалів при виготовленні знімних та незнімних конструкцій зубних протезів.

Таким чином, у розділі вичерпно викладені власні наукові здобутки щодо порівняльної оцінки фізико-механічних та клініко-технологічних особливостей конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів з виконанням порівняльної кваліметричної їх оцінки за показниками значимих в клініці ортопедичної стоматології властивостей.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі опубліковані у наукових фахових виданнях та найшли відображення у тезах доповідей і обговоренні на науково - практичних конференціях, семінарах тощо:

1. Янішен І.В. Сравнительная характеристика полимерных материалов при изготовлении вкладок / И.В. Янішен // Медицина сегодня и завтра. – 1997. – Вып.2. – С. 160-161.

2. Янішен І.В. Порівняльна оцінка протиконтамінаційної ефективності відбиткового матеріалу та розмірної точності конструкцій зубних протезів / В.П. Голік, І.В. Янішен, І.В. Філатов, М.І. Філатов // Вісник проблем біології та медицини. – 2014. – Вип.4, Том 4(116). – С. 196-199. Здобувачем проведена порівняльна оцінка ефективності відбиткового матеріалу, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів.

3. Янішен І.В. Кваліметрична систематизація стоматологічних матеріалів: клініко-технологічна комплаєнтність акрилових пластмас для базису знімного протезу / І.В. Янішен // Вісник проблем біології та медицини. – 2015. – Вип.2, Том 2(119). – С. 271-275.

4. Янішен І.В. Методи дослідження індивідуальних анатомо-топографічних особливостей жувального апарату та їх результати у хворих з повною відсутністю зубів / В.П. Голік, Н.В. Кричка, М.В. Кажоцина, І.В. Янішен // Експериментальна і клінічна медицина: Стоматологія. – 2008. – №3. – С. 145-148. Здобувачем, на основі проведеного ортопедичного лікування повними знімними пластинковими протезами з урахуванням індивідуальних анатомо-топографічних особливостей жувального апарату, удосконалено клініко-лабораторний етап лікування.

5. Янішен І.В. Оцінка впливу на імунологічний профіль пацієнтів на етапах ортопедичного лікування незнімними зубними протезами з застосуванням тимчасових коронок / В.П. Голік, А.В. Ярова, І.В. Янішен // Український медичний альманах. – 2014. – Том.17, №2. – С. 22-25. Здобувачем проведене ортопедичне лікування незнімними конструкціями зубних протезів, написання статті, статистичне опрацювання даних.

6. Янішен І.В. Забезпечення клініко-технологічної якості допоміжного стоматологічного матеріалу гіпсу: порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей / І.В. Янішен // Клінічна стоматологія. – 2015. – Вип.2(11). – С. 25-29.

7. Янішен І.В. Забезпечення клініко-технологічної якості акрилових пластмас гарячої полімеризації: порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей / І.В. Янішен // Експериментальна і клінічна медицина. – 2015. – №.2(67). – С. 138-143.

8. Янішен І.В. Сравнительный анализ и оценка физико-механических свойств А-силиконовых эластических конструкционных материалов / И.В. Янишен, С.А. Герман // Український стоматологічний альманах. – 2015. – №5. – С. 27-30. Здобувачем проведена порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей та аналіз ефективності А-силіконового матеріалу, здійснено написання статті.

9. Янишен И.В. Клинически-ориентированные технологии обеспечения качества ортопедического лечения: сравнительная оценка физико-механических свойств акриловых пластмасс холодной полимеризации / И.В. Янишен // Наука и здравоохранение. Казахстан. – 2015. – №.2. – С. 60-71.

10. Янишен И.В. Клинически-ориентированные технологии обеспечения качества ортопедического лечения: сравнительная оценка качества акриловой пластмассы горячей полимеризации / И.В. Янишен, П.С.Запара // Стоматология славянских государств: материалы VIII международной научно-практической конференции. – Белгород: ИД «Белгород» НИУ «БелГУ». – 2015. – С. 369-372. Здобувачем здійснено ортопедичне лікування пацієнтів з беззубими щелепами, статистичне опрацювання даних, написання статті.

11. Янишен И.В. Сравнительная оценка физико-механических свойств акриловых пластмасс холодной полимеризации для обеспечения качества ортопедического лечения: клинически-ориентированные технологии / И.В. Янишен, Е.Л. Федотова, Р.В. Билобров // Стоматология славянских государств: материалы VIII международной научно-практической конференции. - Белгород: ИД «Белгород» НИУ «БелГУ». – 2015. – С. 377-381. Здобувачем проведені лабораторні дослідження, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних.

12. Янишен И.В. А-силиконовые конструкционные материалы: сравнительная оценка физико-механических свойств / И.В. Янишен, С.А.Герман // Стоматология славянских государств: материалы VIII международной научно-практической конференции. – Белгород: ИД «Белгород» НИУ «БелГУ». – 2015. – С. 365-369. Здобувачем виконана порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей А-силіконових конструкційних матеріалів, написання статті, статистичне опрацювання даних.

13. Янишен І.В. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей акрилових пластмас холодної полімеризації: клінічно - орієнтовані технології забезпечення якості ортопедичного лікування / І.В. Янішен, О.Л. Федотова // Стоматологинфо. – 2015. – Март 2015 года. – С. 4-6. Здобувачем проведено лабораторне дослідження властивостей пластмас, здійснено написання статті.

14. Янишен И.В. Сравнительный анализ качества и кваліметрическая оценка адгезивных материалов для повышения фиксации съёмных зубных протезов / И.В. Янишен, О.В. Мовчан // Дентаклуб. – 2015. – №3-4(46). – С. 64-66. Здобувачем запропонована кваліметрична оцінка адгезивних матеріалів, здійснено написання статті, аналіз результатів.

15. Янішен І.В. Пластмаси холодної полімеризації: кваліметричні критерії для удосконалення клініко-орієнтованих технологій ортопедичного лікування / В.П. Голік, І.В. Янішен // Актуальные вопросы и перспективы развития стоматологии: материалы конференции с международным участием, Харьков, 11 мая 2011. – Харьков, 2011. – С. 60-62. Здобувачем виконані лабораторні дослідження, статистична обробка даних, підготовка тез до друку.

16. Yanishen I.V. Comparative assessment of fixed dentures quality at the stages of its clinical durability / I.V. Yanishen, O.I. Kozitskaya // Global scientific unity 2014: the European scientific and practical congress, 26-27 september 2014. – Copenhagen, 2014. – Vol.II. – P. 244-245. Здобувачем виконано обґрунтування застосування ЗТМ, опрацювання даних, підготовка тез до друку.

17. Yanishen I.V. Dentures quality at the stages of its clinical durability / O.I. Kozitskaya, I.V. Yanishen // Медицина XXI століття: науково-практична конференція

нції з міжнародною участю, Харків, 27 листопада 2014 р. – Харків, 2014. - С. 144. Здобувачем проведено аналіз, узагальнення даних, обробка літературних джерел.

18. Yanishen I.V. Assessment of Dentures Quality at the Stages of its Clinical Durability / I.V. Yanishen // Нове у медицині сучасного світу: матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю, Львів, 28 листопада 2014 р. – Львів, 2014. – С. 13-14.

19. Янішен І.В. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей нового вітчизняного С-силіконового відбиткового матеріалу "Стомасіл" / В.П. Голік, І.В. Янішен, Г.А. Коваленко // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015г. – Харьков, 2015. – С. 4-5. Здобувачем виконано порівняльну оцінку відбиткового матеріалу, здійснено лікування пацієнтів, написання тез.

20. Янішен І.В. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей без зольних пластмас для моделювання штифтових конструкцій / В.П. Голік, І.В. Янішен, Р.В. Білобров // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015г. – Харьков, 2015. – С. 6-7. Здобувачем здійснено узагальнену оцінку незнімних конструкцій зубних протезів, здійснено написання тез, опрацювання даних, аналіз результатів.

21. Янішен І.В. Кваліметрична оцінка та порівняльний аналіз якості адгезивних матеріалів для підвищення фіксації знімних зубних протезів / В.П. Голік, І.В. Янішен, О.В. Мовчан // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015г. – Харьков, 2015. – С. 60-63. Здобувачем виконана кваліметрична оцінка адгезивних кремів, здійснено написання тез, опрацювання даних, аналіз результатів.

22. Янішен І.В. Порівняльна оцінка якості фізико-механічних властивостей акрилових пластмас гарячої полімеризації / І.В. Янішен, П.С. Запара // Сучасні наукові дослідження представників медичної науки – прогрес медицини майбутнього: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Київ, 3-4 квітня 2015р. / ГО «Київський медичний науковий центр». – Київ, 2015. – С. 12-14. Здобувачем виконано лабораторну порівняльну оцінку якості фізико-механічних властивостей акрилових пластмас, здійснено написання тез.

23. Янішен І.В. Дослідження фізико-механічних властивостей нового вітчизняного С-силіконового відбиткового матеріалу "Стомасіл" / В.П. Голік, І.В. Янішен, Г.А. Коваленко // Рівень ефективності та необхідність впливу медичної науки на розвиток медичної практики: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Київ, 6-7 березня 2015р. / ГО «Київський медичний науковий центр». – Київ, 2015. – С. 48-50. Здобувачем виконано лікування пацієнтів знімними конструкціями зубних протезів, аналіз даних літератури.

24. Янішен І.В. Клінічно-орієнтовані технології забезпечення якості ортопедичного лікування: порівняльна оцінка якості акрилових пластмас гарячої полімеризації / І.В. Янішен, П.С. Запара // Гуманітарний та інноваційний ракурс професійної майстерності: пошуки молодих учених: матеріали I міжнародної науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих учених, Одеса, 24 квітня 2015 року / Міжнар. гуманіт.ун-т. – Одеса, 2015. – С. 45-48. Здобувачем виконано ортопедичне лікування знімними конструкціями зубних протезів, підготовка та написання тез, статистичне опрацювання даних.

25. Янішен І.В. Оценка физико-механических свойств А-силиконовых эластических конструкционных материалов: сравнительный анализ /И.В. Янішен, С.А. Герман // Основные проблемы в современной медицине: материалы международной научно-практической конференции, Волгоград, 10 октября 2015 / ИЦРОН. – Вып. 2. – Волгоград, 2015. – С. 188-191. Здобувачем проведено лабораторні дослідження, статистична обробка даних, написання тез.

РОЗДІЛ 5

ПАЦІЄНТ-ОРІЄНТОВАНІ ІННОВАЦІЇ ЗУБО-ТЕХНІЧНОГО
МАТЕРІАЛОЗНАВСТВА В СТОМАТОЛОГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ
ЗНІМНИМИ ТА НЕЗНІМНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ

5.1. Структура та логіка побудови інформаційної системи для забезпечення клініко - технологічної якості ортопедичних конструкцій

Розвиток клінічних технологій ортопедичної стоматології та розширення переліку стоматологічних матеріалів визначають, з одного боку – безперервний професійний розвиток лікаря ортопеда-стоматолога з метою оволодіння новими клінічними технологіями, з іншого – нагальну потребу в розробці та запровадженні кваліметричних підходів в професійній діяльності задля забезпечення необхідної якості конструкцій та їх клініко-функціональних властивостей.

Ці два основні напрямки практичної стоматології визначають максимальне приближення до робочого місця ортопеда-стоматолога інформації щодо стоматологічного матеріалознавства (інформаційний блок) та нових результатів щодо властивостей і особливостей «пов'язаного» добору застосування необхідного та вичерпного переліку стоматологічних матеріалів в клінічній практиці, орієнтованій на пацієнта (клініко-технологічний блок).

Існуючі класифікації стоматологічних матеріалів лише умовно можна застосовувати при визначенні «пов'язаного» добору стоматологічних матеріалів, оскільки у кожному конкретному випадку ортопедичного лікування факторами, що обмежують лікаря у доборі є наявність у лікувально-профілактичному закладі тих чи інших стоматологічних матеріалів (медико-організаційний блок) та, безпосередньо, індивідуальні фактори пацієнта (наявність протипоказань щодо застосування конкретного матеріалу).

Отже, лікар стоматолог-ортопед у кожному конкретному випадку планування лікування самостійно вирішує питання щодо «пов'язаного» добору стоматологічних матеріалів. При цьому, відомо, що використання навіть найкращих та найбільш вартісних матеріалів не у всіх випадках здатне забезпечити високу якість конструкції. Тобто, мова йде про добір клініко - технологічної комплаєнтності «пов'язаного» добору стоматологічних матеріалів.

Зважаючи на значну кількість основних та допоміжних стоматологічних матеріалів, що використовуються на етапах ортопедичного лікування, стає зрозумілою нагальна потреба у розробці професійної консультативної системи забезпечення якості зубних протезів, основною функцією якої є інформування лікаря щодо оптимального «пов'язаного» добору стоматологічних матеріалів.

Так, наприклад, у разі планування ортопедичного лікування шляхом виготовлення пластмасової коронки можуть використовуватися 7 матеріалів ($n=7$): відбитковий матеріал, гіпс, пластмаса, віск моделювальний, лак ізоляційний, цемент для фіксації, лак покривний; у разі якщо по кожному із стоматологічних матеріалів існує три варіанти ($k=3$) вибору, то загальна кількість «пов'язаного» добору стоматологічних матеріалів становить $k^n - 2187$ технологічних варіантів.

Як продемонстровано у попередньому розділі, кожен із стоматологічних матеріалів характеризується власною відповідністю вимогам ІСО та, відповідно специфічними кваліметричними індексами, що і визначають узагальнений кваліметричний показник конструкції. Відповідно, найбільш комплаєнтними стоматологічними матеріалами є ті з них, які при «пов'язаному» доборі на етапах виготовлення ортопедичної конструкції визначають (забезпечують) найвищі показники впорядкованості (комплаєнтності) системи «матеріали-конструкція».

Таким чином, базовими та послідовними складовими індивідуалізованої системи забезпечення якості ортопедичної конструкції є (чотирьохрівнева система) (рис.5.1.):

I. медико-організаційний рівень (кваліфікація лікаря, рівень забезпеченості закладу конкретними стоматологічними матеріалами).



Рис.5.1. Концептуальна модель системи реалізації пацієнт-орієнтованого підходу до забезпечення якості ортопедичного лікування

II. клініко - інформаційний рівень (добір технологічно «пов'язаного» переліку стоматологічних матеріалів для виготовлення конкретної конструкції з необхідним рівнем комплаєнтності системи «матеріали-конструкція»; іннова-

ційно-методичне та науково-методичне забезпечення технології виготовлення ортопедичних конструкцій).

III. клініко-технологічний рівень (властивості стоматологічних матеріалів та умови виконання клініко-лабораторного етапу).

IV. індивідуальний рівень (тип конструкції, покази та протипоказання до застосування конкретних стоматологічних матеріалів у конкретного пацієнта).

Водночас, сучасною не вирішеною проблемою стоматологічного матеріалознавства є відсутність комплаєнс-орієнтованих розробок саме стосовно ортопедичних конструкцій. Тобто, виробники стоматологічних матеріалів виробляють продукцію, що відповідає (а в частині випадків і перевищує) вимогам міжнародних стандартів та використовується на окремих клініко-лабораторних етапах. Однак, жодною інструкцією до застосування матеріалів не визначається «пов'язаний» перелік, в якому може застосовуватися конкретний матеріал, тоді як ортопеду-стоматологу в практичній діяльності неможливо визначитись у рівні оптимальності технологічної рецептури при виготовленні конструкції. Варіантом вирішення цієї проблеми є розробка та впровадження кваліметричного підходу до оцінки існуючих та нових стоматологічних матеріалів з подальшим формуванням високого рівня комплаєнтних їх комплексів.

Саме з цих позицій та з використанням власних інноваційних розробок щодо кваліметричної стратифікації стоматологічних матеріалів обґрунтовано комплаєнтні комплекси для виготовлення різного типу ортопедичних конструкцій. Отримані в процесі дослідження дані аналізу 10206 комплаєнтних систем «матеріали-конструкція» (табл. 5.1) свідчать на користь того, що лише за рахунок кваліметрично обґрунтованого добору матеріалів рівень комплаєнтності системи «матеріали-конструкція», залежно від типу зубних протезів, може зростати від 18,2% до 36,5%. Найбільшими резервами удосконалення характеризується комплаєнтність матеріалів для виготовлення бюгельного протезу – 36,5%, найменшими – знімні ортопедичні конструкції – 18,2%; комплаєнтність системи «матеріали-конструкція» при виготовленні незнімних

конструкцій зубних протезів за рахунок узгодженого добору стоматологічних матеріалів можуть бути підвищена на 31,1%.

Таблиця 5.1

Абсолютні показники (біт) якості ортопедичних стоматологічних конструкцій залежно від використаних при їх виготовленні матеріалів

Типи ортопедичних конструкцій	Інтервали показника якості (біт) ортопедичної конструкції			Різниця мін/макс, %	Комплаєнтних варіантів, шт.
	задовільний	добрий	високий		
Коронка (пластмасова)	3,727÷3,342	3,341÷2,955	2,956÷2,571	31,1%	4374
Мостоподібний протез	3,727÷3,342	3,341÷2,955	2,956÷2,571	31,1%	4374
Бюгельний протез	2,184÷1,918	1,917÷1,652	1,653÷1,387	36,5%	486
Повний знімний протез	2,880÷2,715	2,714÷2,549	2,550÷2,385	18,2%	486
Частково знімний протез	2,880÷2,715	2,714÷2,549	2,550÷2,385	18,2%	486

Примітка: визначення кількості комплаєнтних варіантів використання стоматологічних матеріалів виконано за умов наявності у лікувально-профілактичному закладі трьох матеріалів кожного типу

5.2. Альтернативні комплаєнтні системи «матеріали-конструкція» на етапі вибору та клінічного обґрунтування виготовлення зубних протезів

Результати виконаних досліджень та інформаційного моделювання оптимальних комплаєнтних комплексів для виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій з використанням автоматизованого перебору матеріалів (з урахуванням кваліметричної значимості) дозволило дійти висновку, що існують

альтернативні комплаєнтні системи «матеріали-конструкція», що за показниками властивостей матеріалів відповідають вимогам ІСО, однак, забезпечують визначені нами коливання узагальненого показника якості конкретного типу конструкцій.

Коронка та мостоподібний протез (пластмаса). Інформаційно - кваліметричне моделювання та аналіз його результатів стосовно коронок (4374 комплаєнтний варіант) та мостоподібних протезів (також 4374 комплаєнтних варіантів) виявило, що за рахунок більш кращої узгодженості властивостей 7-ми стоматологічних матеріалів якість конструкції покращується на 31,1%.

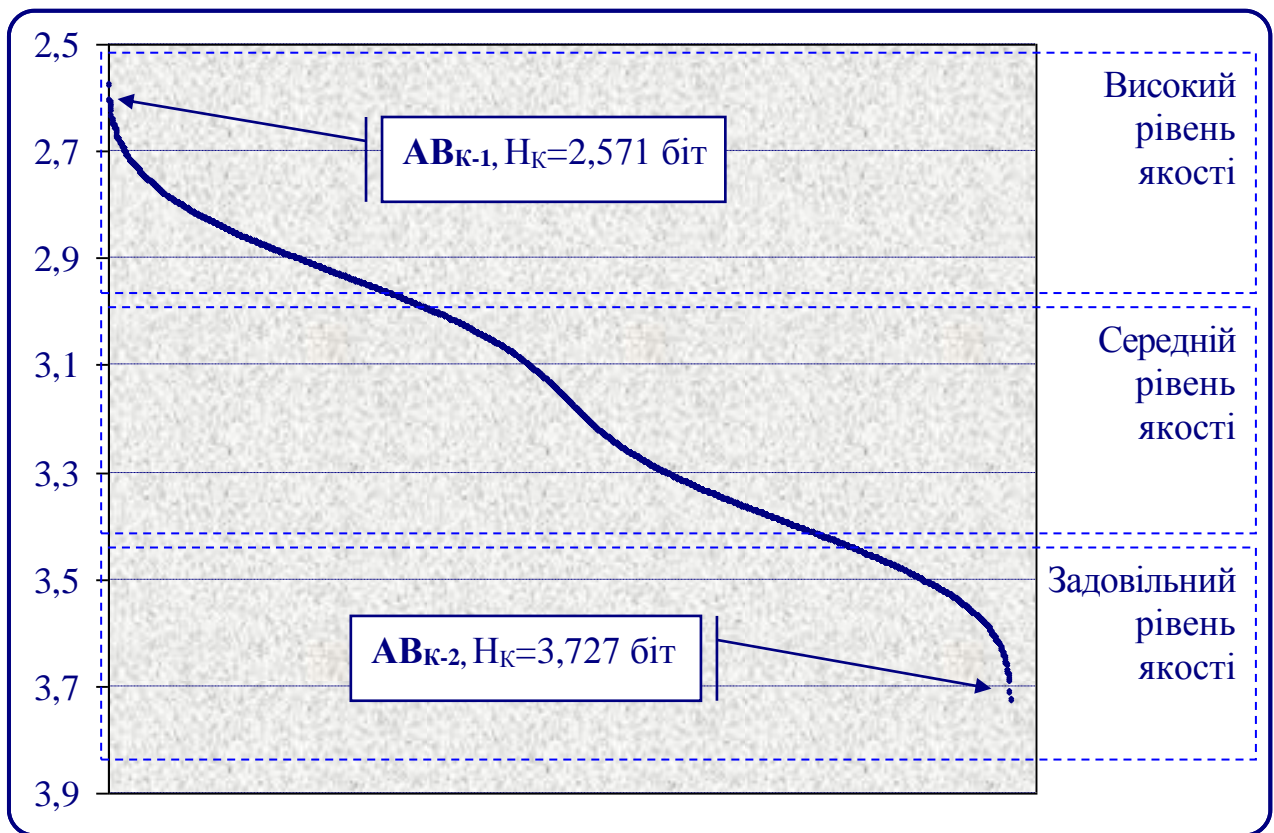


Рис.5.2. Розподіл варіантів альтернативних комплаєнтних систем «матеріали-конструкція» щодо забезпечення якості незнімних стоматологічних конструкцій: пластмасова коронка та мостоподібний протези

Аналіз отриманих результатів інформаційно-кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення пластмасової коронки є (рис.5.2, табл. 5.2) наступні:

- варіант (рис.5.2, АВк-1) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція»

($H_K=2,571$ біт; $h_{\min}=0,367$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Стомавід» (А-силіконовий), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», воск моделювальний - «GC», лак ізоляційний - «Ізокол-69», пластмаса - "Сінма М+V", цемент для фіксації - «Компомер», лак покривний - "Сінма М+V".

- варіант (рис.5.2, АВ_{К-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=3,727$ біт; $h_{\max}=0,532$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс - «Base Stone», воск моделювальний - «Влад Міва», лак ізоляційний - «Ізальгін», пластмаса - "Сінма М", цемент для фіксації - «Fuji Plus», лак покривний - «ЕДА-03».

Саме ці альтернативні комплаєнтні комплекси «матеріал-конструкція» використано нами при вивченні клінічної ефективності індивідуалізованого ортопедичного стоматологічного лікування з використанням пластмасових коронок та мостоподібних зубних протезів (розділ 6.1). Для визначення комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» при доборі стоматологічних матеріалів безпосередньо в клінічній практиці опрацьовано та запроваджено для використання ортопедами стоматологами професійної «Інформаційної системи якості» ("ISQ – Pro") для консультативного (включаючи і дистанційний доступ) забезпечення обґрунтованого клінічного добору стоматологічних матеріалів, зокрема і для пластмасових незнімних конструкцій зубних протезів.

Бюгельний протез. Інформаційно - кваліметричне моделювання та аналіз його результатів стосовно бюгельних зубних протезів (486 комплаєнтних варіантів) виявило, що за рахунок більш кращої узгодженості властивостей чотирьох стоматологічних матеріалів якість конструкції може бути покращена на 36,5%.

Аналіз отриманих результатів інформаційно - кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення бюгельних протезів є (див. табл. 5.2, рис.5.3) наступні:

- варіант (рис.5.3, АВ_{Б-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_B=1,387$ біт; $h_{\min}=0,347$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий

матеріал - «Стомавід» (А-силіконовий), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III» , лак ізоляційний - «Ізокол-69», пластмаса для базису - «Vertex rapid» (гарячої полімеризації).

- варіант (рис.5.3, АВ_{Б-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріал-конструкція» ($H_K=2,184$ біт; $h_{max}=0,546$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал - «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс - «Base Stone», лак ізоляційний - «Ізальгін», пластмаса для базису - "Протакрил М".

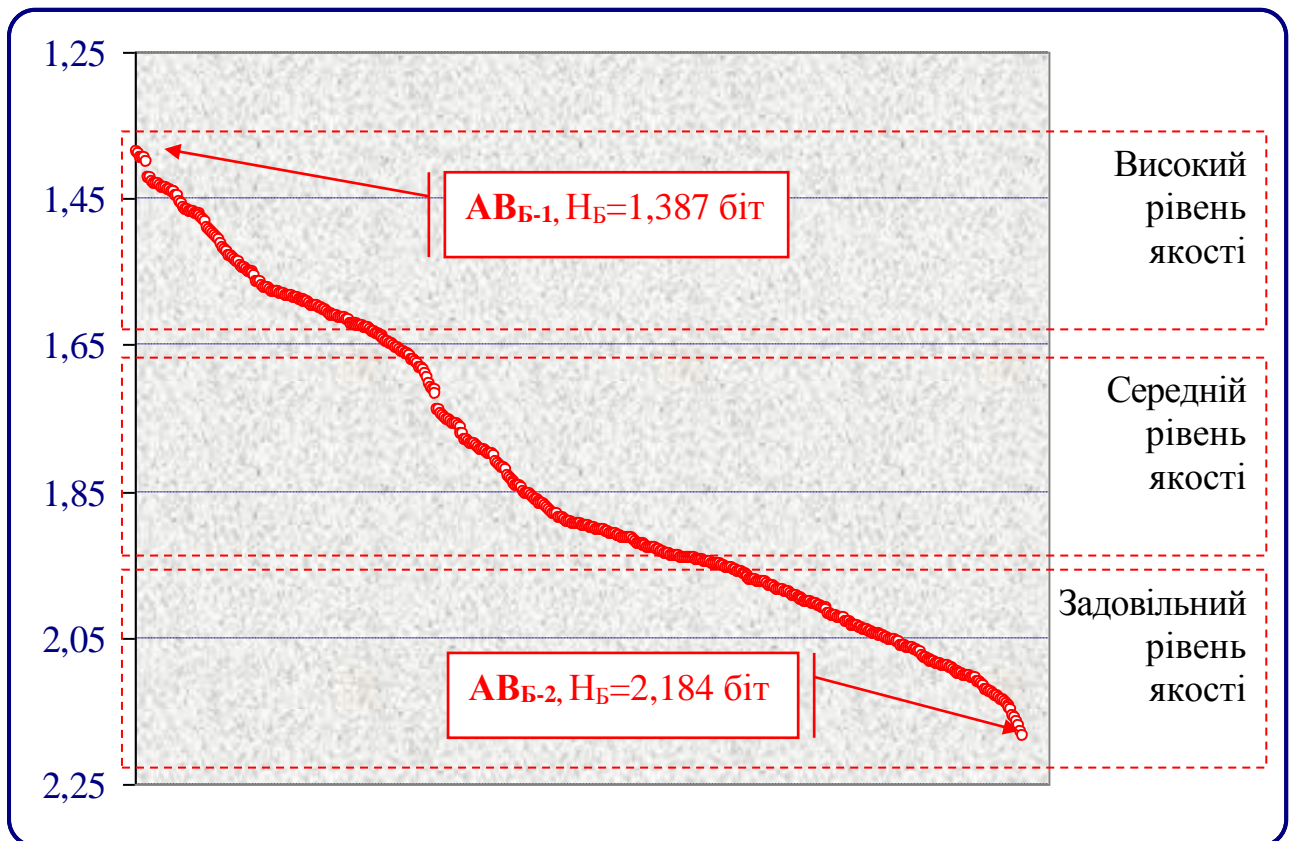


Рис.5.3. Розподіл варіантів альтернативних комплаєнтних систем «матеріали-конструкція» щодо забезпечення якості стоматологічних конструкцій: бюгельний протез

Саме ці альтернативні комплаєнтні комплекси «матеріал-конструкція» використано нами при вивченні клінічної ефективності індивідуалізованого ортопедичного стоматологічного лікування з використанням бюгельних протезів (розділ 6.2). Для визначення комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» при доборі стоматологічних матеріалів безпосередньо в клінічній практиці опрацьовано та запроваджено використання ортопедами стоматологами профе-

сійної «Інформаційної системи якості» (ISQ - Pro) для консультативного (включаючи і дистанційний доступ) забезпечення обґрунтованого клінічного добору стоматологічних матеріалів, зокрема і для бюгельних протезів.

Знімні зубні пластинчасті протези (повний та частковий). Інформаційно - кваліметричне моделювання та аналіз його результатів стосовно частково та повних знімних пластинчастих протезів (486 комплаєнтних варіантів) виявило, що за рахунок більш кращої узгодженості властивостей 5-ти стоматологічних матеріалів якість конструкції може бути покращена на 18,2%.

Аналіз отриманих результатів інформаційно - кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення частково та повних знімних пластинчастих протезів є (див. табл. 5.2, рис.5.4) наступні:

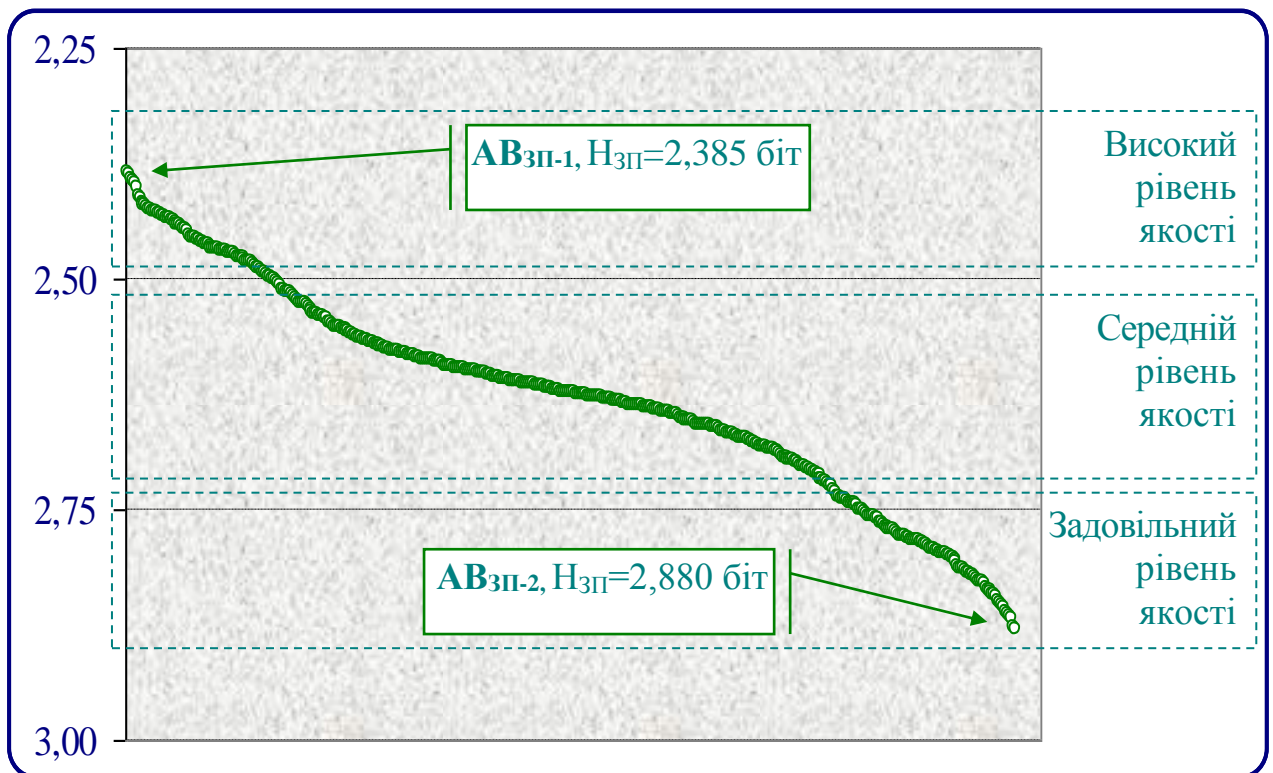


Рис.5.4. Розподіл варіантів альтернативних комплаєнтних систем «матеріали-конструкція» щодо забезпечення якості стоматологічних конструкцій: знімні зубні пластинчасті протези (частковий та повний) - варіант (рис.5.4, АВзп-1) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція»

($H_{3П}=2,385$ біт; $h_{\min}=0,475$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Empress» (альгінатний), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», пластмаса для базису - «Vertex rapid» (гарячої полімеризації), лак ізоляційний - «Ізокол 69», матеріал для фіксації конструкції - «Corega».

- варіант (рис. 5.4, АВ_{3П-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,880$ біт; $h_{\max}=0,576$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал - «Уреен-Преміум» (альгінатний), гіпс - «Base Stone», пластмаса для базису - «Протакрил-М» (холодної полімеризації), лак ізоляційний - «Ізальгін», матеріал для фіксації конструкції - «Lacalut».

Саме ці альтернативні комплаєнтні комплекси «матеріали-конструкція» використано нами при вивченні клінічної ефективності індивідуалізованого ортопедичного стоматологічного лікування з використанням знімних пластинчастих зубних протезів (розділ 6.3). Для визначення комплаєнтності системи «матеріал-конструкція» при доборі стоматологічних матеріалів безпосередньо в клінічній практиці опрацьовано та запроваджено використання ортопедами стоматологами професійної «Інформаційної системи якості» (ISQ - Pro) для консультативного (включаючи і дистанційний доступ) забезпечення обґрунтованого клінічного добору стоматологічних матеріалів, зокрема і для повних та частково знімних пластинчастих зубних протезів.

Порівняльна оцінка комплаєнтності систем «матеріал-конструкція» виконана за відносними (максимальної та мінімальної) показниками узгодженості властивостей застосовуваних матеріалів. Зокрема виявлено, що найбільш сталими (з високим рівнем комплаєнтності) системами «матеріал-конструкція» може бути узгоджена послідовність матеріалів для виготовлення знімних пластинчастих протезів (повних, часткових), тоді як стоматологічні матеріали для виготовлення бюгельних зубних протезів характеризуються як менш комплаєнтні (мають більший потенціал для удосконалення). Саме це визначає напрямки подальших пріоритетних та перспективних стосовно матеріалознавчого забез-

печення якості конструкцій зубних протезів науково-технічних та клініко-технологічних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства.

Водночас, слід зазначити, що навіть на теперішньому етапі стоматологічного матеріалознавства та при сучасних умовах наявності стоматологічних матеріалів (принаймні тих 36, що використані у даному дослідженні) є всі можливості виготовлення ортопедичних конструкцій з високим рівнем якості (забезпечується цілеспрямованим добром матеріалів з урахуванням їх властивостей).

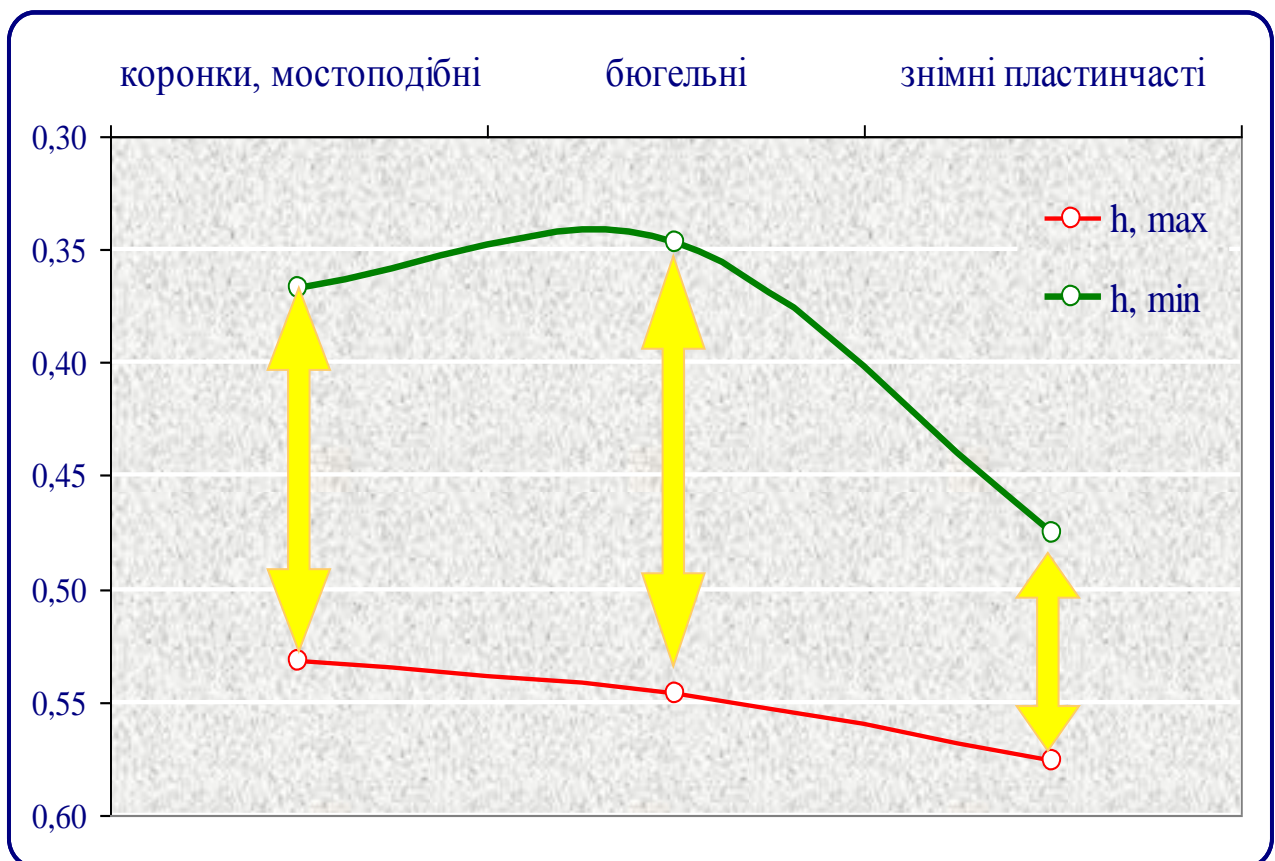


Рис.5.5. Резерви підвищення комплаєнтності (зниження ентропії - h) систем «стоматологічні матеріали – стоматологічна конструкція» за рахунок обґрунтованого добору стоматологічних матеріалів; залежно від різновидів зубних протезів

Саме для цього, на основі урахування багатьох властивостей досліджених нами матеріалів, застосовуючи методологію системного аналізу і наукового синтезу даних щодо їх властивостей, опрацьовано систему обґрунтованого добору комплаєнтної структури ортопедичних конструкцій різних типів. Невід'ємною частиною цієї системи є пацієнт-орієнтовані інновації клініко-лабораторного етапу протезування.

5.3. Інноваційні розробки в забезпеченні якості на клініко-лабораторному етапі виготовлення ортопедичних конструкцій

5.3.1. Кількісно-якісне обґрунтування добору комплаєнтної структури матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій¹

Значна кількість можливих конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів, кожен з яких характеризується своїми властивостями, визначає потребу у доборі комплаєнтних систем «матеріали-конструкція».

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості конструкційних матеріалів: «Протакрил-М», «Редонт» та «Vertex castapres», що передбачено ISO-10139: деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу та отримані відповідні показники комплаєнтності (див. табл.4.1).

Кваліметричну оцінку пластмас гарячої полімеризації досліджено за індикативними властивостями конструкційних матеріалів: «Етакрил-02», «Фторакс» та «Vertex rapid», що передбачено ISO-10139: деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу та отримані відповідні показники комплаєнтності (див. табл.4.2).

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості конструкційних матеріалів: «Акродент», «SNAP» та «TEMPRON», що передбачено ISO-10477: деформація при стискуванні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу та отримані відповідні показники комплаєнтності (див. табл.4.3).

¹ Заявка на отримання свідоцтва про авторське право на науковий твір «Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів «ISQ» до Державної служби інтелектуальної власності МОН України.

Порівняльний аналіз якості акрилових пластмас гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей конструкційних матеріалів: «Сінма-М», «Сінма М+V» та «Superpont C+B», що передбачено ISO-10477: ударна в'язкість, час набухання, вигинаючи напруга, твердість за Хепплером, водопоглинення та отримані відповідні показники комплаєнтності (див. табл.4.4).

Порівняльна кваліметрична оцінка покривних лаків виконана за показниками їх базових властивостей, зокрема: часу структуризації, коефіцієнту відображення, мікротвердості зразків, пористості поверхні, здатності лаку до адгезії з пластмасою та металом; досліджувалися лаки «ЕДА-03», «Сінма М+V», «Conalog», а критеріями оцінки були вимоги, що містяться в ISO-14569 (див. табл.4.5).

Порівняльний аналіз якості цементів для постійної фіксації НКЗП виконано на прикладі матеріалів «Компомер», «Fuji Plus», «Ketac Cem» за властивостями, передбаченими ISO-9917: час змішування, час твердіння, товщина плівки, опору стиснення, кислотності розчинення та адгезії до металу / дентину (див. табл.4.6).

Порівняльний аналіз якості С - силіконових відбиткових матеріалів I типу виконано на прикладі матеріалів «Сіеласт К» (база), «Stomaflex» (solid), «Spidex» за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (див. табл.4.7).

Порівняльний аналіз якості С - силіконових відбиткових матеріалів II типу виконано на прикладі матеріалів «Сіеласт К» (паста), «Stomaflex» (pasta), «Spidex» (pasta) за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (див. табл.4.8).

Порівняльний аналіз якості С - силіконових відбиткових матеріалів III типу виконано на прикладі матеріалів «Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (creme), «Spidex» (creme) за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий

час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (див. табл. 4.9).

Порівняльний аналіз якості А - силіконових відбиткових матеріалів I типу виконано на прикладі матеріалів «Стомавід», «Panasil putty fast set», «Hydrorise fast set» за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (див. табл. 4.10).

Порівняльний аналіз якості альгінатних відбиткових матеріалів виконано на прикладі матеріалів «Стомальгін - 04», «Уреен-Рremium» за властивостями, передбаченими ISO-1563: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка (див. табл. 4.13).

Порівняльний аналіз якості воску зубо-технічного для моделювання протезів виконано на прикладі матеріалів: АТ «Стома» Україна, «GC» Японія, «Влад Міва» Росія за властивостями, передбаченими ISO: температурі плавлення, міцності при розтягуванні, відносного подовження, усадки, питомої ваги та зольності та отримані відповідні показники комплаєнтності цих моделювальних восків (див. табл.4.14).

Порівняльний аналіз якості стоматологічних гіпсів для отримання виливків виконано на прикладі матеріалів: «ГВ-Г-10 А-III», «Base Stone», «GC Fudjirok EP» за властивостями, передбаченими ISO-6873: гідрофільному співвідношенні (мас/%), загальному робочому часу, часу структуризації, відносному розширенні при структуризації та за показником міцності на стиснення; отримані відповідні показники комплаєнтності цих варіантів стоматологічного гіпсу (див. табл.4.15).

Порівняльний аналіз якості стоматологічних ізоляційних лаків виконано на прикладі матеріалів: «Ізокол-69», «Ізолак», «Ізальгін» за властивостями, передбаченими ISO-14569: твердість за шкалою Мооса, розвантажувальна напружка при стискуванні, коефіцієнт відображення, в'язкість кінематична, в'язкість умовна

та показник адгезії; отримані відповідні показники комплаєнтності цих варіантів ізоляційного лаку (див. табл.4.16).

Порівняльний аналіз якості стоматологічних адгезивних матеріалів виконано на прикладі: «Стомафікс», «Corega», «Lacalut» за властивостями, передбаченими ISO-10873: розчинність, адгезія з пластмасою, адгезія з металом, консистенція, міцність на розрив, в'язкість умовна та отримані відповідні показники комплаєнтності цих варіантів адгезивних матеріалів (див. табл.4.18).

Порівняльний аналіз якості стоматологічних силіконових підкладочних матеріалів для знімних конструкцій зубних протезів виконано на прикладі: «Ufi Gel P», Voco; «ПМ-С» АТ «Стома»; «Silagum» DMG за властивостями, передбаченими ISO-10139: міцність зв'язку з акриловим полімером, відносне подовження, відновлення після деформації стиснення, консистенція компаунда, відносна деформація стиснення, рівень водопоглинення та отримані відповідні показники комплаєнтності цих варіантів адгезивних матеріалів (див. табл.4.18).

Звичайно, при планування виду ортопедичної конструкції та добору конструкційних та допоміжних матеріалів, лікар ортопед-стоматолог має визначитись на конкретних матеріалах, в чому йому буде корисним використання Професійної клінічної системи добору стоматологічних матеріалів «ISQ-Pro». Цією системою (та відповідною комп'ютерною програмою) досягаються наступні основні цілі (рис.5.6):

1) вибір найбільш комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» (із наявних у лікувально-профілактичному закладі); при цьому, передбачається що залежно від виду конструкції автоматично формується оптимальний «пов'язаний список конструкційних та допоміжних матеріалів»

2) можливість доповнення переліку можливих матеріалів з відповідним інформаційним моделюванням їх оптимальних комплексів;

3) прогнозування рівня якості конструкції, залежно від застосовуваних матеріалів;

Ортостом

№	Гіпс	Вибірковий матеріал альгінатний	Вибірковий матеріал А-силіконовий	Вибірковий матеріал С-силіконовий	Пластмаса холодної полімеризації для базису	Пластмаса гарячої полімеризації для базису	Лак ізоляційний	Qe
1	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Panasil putty fast set»	«Селласт К» (базз)	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізальгін»	3.7365718
2	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Panasil putty fast set»	«Селласт К» (базз)	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізолак»	3.7325652
3	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Panasil putty fast set»	«Селласт К» (базз)	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізальгін»	3.7315718
4	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Panasil putty fast set»	«Селласт К» (базз)	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізальгін»	3.7305718
5	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Panasil putty fast set»	«Селласт К» (базз)	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізолак»	3.7275652
6	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Panasil putty fast set»	«Селласт К» (базз)	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізолак»	3.7265652

Коронка

№	Гіпс	Вибірковий матеріал А-силіконовий	Вибірковий матеріал С-силіконовий	Лак покривний	Пластмаса для облицювання	Цемент для фіксації	Лак ізоляційний	Воск моделювальний	Qe
1	«Base Stone»	«Panasil putty fast ...»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізальгін»	«Влад Меа»	4.0107253
2	«Base Stone»	«Panasil putty fast ...»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізолак»	«Влад Меа»	4.0067187
3	«GC Fudjrok EP»	«Panasil putty fast ...»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізальгін»	«Влад Меа»	3.9964300
4	«GC Fudjrok EP»	«Panasil putty fast ...»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізолак»	«Влад Меа»	3.9924235
5	«Base Stone»	«Hydrirose fast set»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізальгін»	«Влад Меа»	3.9828804
6	«Base Stone»	«Hydrirose fast set»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізолак»	«Влад Меа»	3.9788739
7	«Base Stone»	«Стомальд»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізальгін»	«Влад Меа»	3.9760279
8	«Base Stone»	«Panasil putty fast ...»	«Stomaflex» (solid)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізальгін»	«Влад Меа»	3.9747253
9	«Base Stone»	«Стомальд»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Fuji Plus»	«Ізолак»	«Влад Меа»	3.9720213
10	«Base Stone»	«Panasil putty fast ...»	«Селласт К» (базз)	«ЕДА-03»	«Снім-М»	«Ketac Cem»	«Ізальгін»	«Влад Меа»	3.9717253

Повний знімний пластинчастий протез

№	Гіпс	Вибірковий матеріал альгінатний	Матеріал для фіксації знімних конструкцій	Пластмаса холодної полімеризації для базису	Пластмаса гарячої полімеризації для базису	Лак ізоляційний	Qe
1	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізальгін»	3.5372916
2	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізолак»	3.5332850
3	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізальгін»	3.5322916
4	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізальгін»	3.5312916
5	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізолак»	3.5282850
6	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізолак»	3.5272850
7	«Base Stone»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізальгін»	3.5242916
8	«GC Fudjrok EP»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізальгін»	3.5229964
9	«Base Stone»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізолак»	3.5202850
10	«Base Stone»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізальгін»	3.5192916
11	«GC Fudjrok EP»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізолак»	3.5189898
12	«Base Stone»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізальгін»	3.5182916
13	«GC Fudjrok EP»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізальгін»	3.5179964
14	«GC Fudjrok EP»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізальгін»	3.5169964
15	«Base Stone»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізолак»	3.5152850
16	«Base Stone»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізолак»	3.5142850
17	«GC Fudjrok EP»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізолак»	3.5139898
18	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Редонт»	«Фторакс»	«Ізальгін»	3.5132916
19	«GC Fudjrok EP»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізолак»	3.5128988
20	«GC Fudjrok EP»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізальгін»	3.5099964
21	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Редонт»	«Фторакс»	«Ізолак»	3.5092850
22	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Редонт»	«Етакрил»	«Ізальгін»	3.5082916
23	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Редонт»	«Vertex rapid»	«Ізальгін»	3.5072916
24	«GC Fudjrok EP»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Фторакс»	«Ізолак»	3.5069898
25	«GC Fudjrok EP»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Етакрил»	«Ізальгін»	3.5049964
26	«Base Stone»	«Уреен-Премиум»	«Lacalut»	«Редонт»	«Етакрил»	«Ізолак»	3.5042850
27	«GC Fudjrok EP»	«Стомальгін - 04»	«Lacalut»	«Протакрил-М»	«Vertex rapid»	«Ізальгін»	3.5039964

Корона та мостоподібний протез

Бюгельний протез

Пластинчасті протези

Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів «ISO»

Рис.5.6. Екранні форми результатів добору комплаєнтних систем «матеріали - конструкція» для різних ортопедичних конструкцій зубних протезів (розташовані у послідовності зростання показників комплаєнтності)²

² Заявка на отримання свідоцтва про авторське право на комп'ютерну програму «Вибір комплаєнтних комплексів матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій» до Державної служби інтелектуальної власності МОН України.

4) визначення потреби у окремих конструкційних чи допоміжних матеріалів для підвищення рівня якості конструкцій у конкретному лікувально-профілактичному закладі;

5) визначення актуальних матеріалів для матеріалознавчої їх розробки вітчизняними виробниками.

У якості прикладу, наводимо впорядковану (рангову) послідовність рецептури конструкції для пластмасових коронок, мостоподібних, бюгельних та пластинчастих протезів, що реалізує вибір комплаєнтних комплексів із 45 матеріалів (властивості яких подані у розділі 4). Технічним завданням при розробці системи визначено, що перелік матеріалів може доповнюватися новими розробками, а можливі комплаєнтні варіанти розподілені на варіанти високого, середнього та задовільного рівня матеріалознавчого забезпечення якості конструкції зубних протезів. Водночас, з урахуванням розвитку вітчизняного прикладного стоматологічного матеріалознавства, зазначимо, що інноваційні розробки в галузі стоматологічного матеріалознавства досить суттєво розширюють можливість лікаря ортопеда-стоматолога.

5.3.2. Інноваційне забезпечення та результати клінічної апробації стоматологічних матеріалів для удосконалення ортопедичного лікування

На основі аналізу властивостей споріднених допоміжних СМ та з метою підвищення точності отримання відбитка нами розроблено та клінічно апробовано новий відбитковий корегуючий силіконовий матеріал³ (Дод. Б.3). Запропонована нами інновація у вигляді нового коригуючого відбиткового матеріалу належить до стоматології, а саме до ортопедичної стоматології, і може бути використаною як коригуючий матеріал при виготовленні ОК.

³Пат.94785 У. МПК С08L83/04 (2006.1). Стоматологічний відбитковий корегуючий матеріал / Коваленко Г.А. (UA), Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – Харківський національний медичний університет (UA). – Заявлено 14.07.2014, заявка № у 2014 07882; Опубліковано 25.11.2014.-Бюл.№22.

Актуальність розробки полягає в тому, що при виготовленні стоматологічних ортопедичних конструкцій одержання відбитків є одним із ключових моментів, що визначає якість майбутньої конструкції. Цей етап зубного протезування має важливе значення, оскільки точність відбитка визначає якість моделі, на якій здійснюється конструювання ортопедичної конструкції [339, 340].

Стоматологічні відбиткові силіконові матеріали випускають у виді двох паст чи в комплекті "основна паста – каталізатор-рідина". До складу силіконових відбиткових матеріалів входять каучук, наповнювач, пластифікатор, каталізатор. Силіконові матеріали стали одними з перших полімерних відбиткових матеріалів. До складу матеріалів для додання їм необхідних властивостей вводяться мінеральні наповнювачі, які значно покращують структуру відбиткових матеріалів, підвищують їхню міцність, зменшують усадку, змінюють в'язкість [341, 342]. В даний час промисловістю випускаються силіконові маси різного ступеня в'язкості для первинного відбитка, для індивідуальних ложок, і в якості коригуючої маси.

Значно більш зручнішими в клінічній практиці є силіконові матеріали низької в'язкості. Так, наприклад, відомий матеріал Сіеласт низьков'язкий (тип III), призначений для отримання вторинного детального відбитка за двошаровою технологією при виготовленні сучасних видів протезів, а також для отримання функціонального відбитка беззубої щелепи в індивідуальній ложці і уточнення меж протезного поля знімного протеза. До низьков'язкових відбиткових стоматологічних матеріалів належить також Consiflex, Консифлекс, тип III - матеріал стоматологічний відбитковий (для відбитків) [343].

Випускається відбитковий матеріал «Affinis light body» - відбиткова маса полівінілсилоксанова (А-силікон) автоматично змішувана, низької в'язкості. Матеріал відповідає вимогам міжнародного стандарту ISO 4823, тип 3 - низьков'язкі відбиткові матеріали. Відомий також матеріал відбитковий силіконовий Сіеласт К коректор (низьков'язкий, тип III), що являє собою конденсаційний матеріал, низьков'язкий (по ISO 4823, тип III), призначений для застосування в ортопедичній стоматології як верхнього шару двошарового відбитка в поєднан-

ні з матеріалом Сіеласт К база при виготовленні цільнолитих незнімних конструкцій, насамперед, металокерамічних та металопластикових, а також знімних пластинчастих і бюгельних протезів.

В основу корисної моделі поставлено задачу розширення арсеналу стоматологічних низьков'язких відбиткових силіконових матеріалів.

Поставлена задача вирішується тим, що у рецептуру відомого відбиткового корегуючого силіконового матеріалу, який включає силіконовий каучук, згідно з корисною моделлю, додатково вводять кремнезем, каолін, масло м'яти перцевої, аеросил та концентрат пігменту в наступних мас. %: каучук синтетичний низькомолекулярний СКТН-А – 86,0; кремнезем -2,50; каолін – 10,65; масло м'яти перцевої – 0,25; аеросил – 1,0; концентрат пігменту – 0,50.

Оцінку клінічної ефективності виконано [344, 345, 346] незалежними дослідниками за показниками розмірної точності протезного ложа та на етапах ортопедичного лікування пацієнтів. Доведено, що розроблений нами новий відбитковий корегуючий силіконовий матеріал забезпечує більш точне відображення елементів протезного ложа, меншу пористість гіпсових моделей, меншу частоту потреби в клінічній корекції протеза, меншу частоту розцементування та кращу адаптацію пацієнтів [347].

Обґрунтований та досліджений на експериментальних зразках нами новий вітчизняний відбитковий корегуючий силіконовий матеріал "Стомасіл" (паста)⁴ (Дод. Б.1) також може бути використаним для одержання функціональних відбитків при виготовленні повних і часткових знімних пластинчастих протезів, складних щелепно-лицевих протезів, обтураторів, шин, а також при виготовленні протезів та ортодонтичних апаратів дітям.

Потреба у такому матеріалі визначається тим, що при ортопедичному стоматологічному лікуванні одержання відбитків є одним із ключових момен-

⁴Пат. 107171 У. МПК С08L83/04 (2006.1). Матеріал відбитковий силіконовий «Стомасіл» паста / Коваленко Г.А., Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявл. 06.03.2014, заявка №2014 02302; Опубл. 10.07.2014.- Бюл.№13, 2014 р.

тів, що визначають якість майбутньої конструкції. Цей етап зубного протезування має важливе значення, оскільки точність відбитка визначає якість моделі, на якій здійснюється конструювання ортопедичної конструкції [348]. А точність відбитка майбутньої конструкції залежить головним чином від якості матеріалу, який використовують при цьому. У стоматологічній практиці все ширше використовують відбиткові матеріали на основі кремнійорганічних полімерів - силіконових каучуків.

Представником силіконових відбиткових матеріалів є японський "Екзафлекс", що містить дві основні пасту (жовтого й блакитного кольорів). Змішування їх закінчується при однорідно зеленому забарвленні матеріалу. Є дві пасту для створення коригуючого шару, ще дві - для шприцевого введення матеріалу в зубояснаві кармани, а також дві пасту для одержання функціональних відбитків. Та ж маса, розфасована в подвійних картриджах (картушах) для використання в пістолеті-дозаторі з наконечниками, що змішують, має назву "Екзамікс". Відомі набори силіконових паст "Кольтекс+Кольтофлекс" (Швейцарія) багатоцільового призначення, "Дентафлекс" (Чехія), "Кнеток / Сітран" і "Цафотевезил" (Німеччина).

Силіконові відбиткові системи "Детасил" і "Silasof" (Німеччина) також мають картриджну розфасовку. Останні пасту рівномірно видавлюються з картриджів. Пріоритет використання автоматичного змішування двох паст належить канадській фірмі "ЗМ", що випускає силіконову відбиткову систему "ЗМ Експрес" з часом твердіння основної і коригуючої паст по 6 хв, а швидко твердіючої пасту - 4 хв. Також, широко представлені в Україні німецькі силіконові відбиткові матеріали. Серед них "Оптосил II - Ксантопрен", "ДЛ-Кнет", "Панасил", "Формасил II", "Альфасил", "Гаммасил" інші. До відомих вітчизняних відбиткових матеріалів, які переважно використовують у своїй клінічній практиці фахівці, належать матеріали за назвою "Сіеласт-69"; 0,3; 0,5.

Для готування суміші до необхідної кількості пасту "Сіеласт-69", відміряної за допомогою дозувальної паперової шкали, підкладеною під скляну пластинку, додають дві рідини за допомогою флаконів-крапельниць. При цьо-

му, час тужавіння відбитка в порожнині рота становить 4-5 хв. і залежить від кількості взятої пасти й кількості каталізаторів, що вводяться, причому збільшення останніх приводить до прискорення тужавіння. На швидкість вулканізації впливає також температура доквілля; при підвищенні температури тужавіння відбитка прискорюється. Матеріали "Сіеласт-03" і -05 призначені для зняття подвійних відбитків, для чого до складу включені основна і коригуюча, або уточнююча паста й рідкий каталізатор. Частіше подвійний відбиток знімається у два етапи.

До складу стоматологічних матеріалів для додання їм необхідних властивостей вводяться мінеральні наповнювачі, які значно покращують структуру силіконових відбиткових матеріалів. Так, наприклад, відомий силіконовий відбитковий матеріал Сіеласт, що включає силіконовий каучук, барвник, асил-метилкремнезем, каолін збагачений та олію м'яти перцевої в наступному співвідношенні, мас. %: каучук синтетичний низькомолекулярний СКТН-Г - 85,06, асил-метилкремнезем -5,96, каолін збагачений - 8,50, олія м'яти перцевої - 0,21, концентрат пігменту -0,27 [349]. Даний відбитковий силіконовий матеріал є найбільш близьким за властивостями до того, що заявлявся, тому його було обрано за прототип.

В основу винаходу поставлено задачу розширення арсеналу матеріалів відбиткових силіконових вітчизняного виробництва. Задачу, яку поставлено в основу винаходу, вирішують тим, що відомий матеріал відбитковий силіконовий, що включає каучук силіконовий СКТН-Г та барвник, згідно з винаходом, додатково містить оксид алюмінію та сульфат барію в наступному співвідношенні, мас %: каучук силіконовий СКТН-Г – 56,8; окис алюмінію – 32,2; сульфат барію – 10,8; барвник 0,2.

Оцінку клінічної ефективності цього матеріалу виконано [350, 351] незалежними дослідниками за показниками розмірної точності модельного протезного ложа та на етапах ортопедичного лікування пацієнтів. Доведено, що цей новий вітчизняний відбитковий корегуючий силіконовий матеріал забезпечує більш точне відображення елементів протезного ложа, меншу пористість гіпсо-

вих моделей, меншу частоту потреби в корекції протеза та кращу адаптацію пацієнтів на етапах клінічної експлуатації конструкцій [352, 353].

Удосконалення технологій клініко лабораторного етапу. Зокрема з метою зменшення контамінації анатомічних відбитків виконано нами шляхом обґрунтування, розробки та клінічних випробувань нового вітчизняного альгінатного відбиткового матеріалу зі знезаражуючими властивостями за рахунок включення до рецептури пероксиду⁵ (Дод. Б.4).

Матеріал для виготовлення відбитків, що включає альгінат натрію, гіпс природний, діатомітову землю, натрій вуглекислий, натрій кремнефтористий, олію м'ятну, тальк мелений, який відрізняється тим, що додатково містить пігмент зелений та пероксид при наступному співвідношенні компонентів, ваг. %: альгіна натрію – 12,25-16,75; гіпс природний 9,5-19,5; діатомітові земля 60,5-61,5; натрій вуглекислий – 1,95-2,05; натрій кремнефтористий 0,55-0,65; пігмент зелений 0,03-0,13; пероксид – 2,0; олія м'ятна 0,05; тальк мелений 5,22-5,32.

Структурно – цільове удосконалення вітчизняного матеріалу «Стомальгін» за рахунок додаткового внесення до його структури пероксид К-30 дозволило на ряду з новим знезаражуючим ефектом покращити і окремі клініко - технологічні і фізико-хімічні властивості у порівнянні з аналогом.

Враховуючи знезаражувальний ефект та цільовий характер застосування нового вітчизняного матеріалу “Стомальгін - 05”, що може розширити його використання в клінічних технологіях при виготовленні ортопедичних стоматологічних конструкціях, а також його базові (відповідно ISO-1563) властивості. Саме тому для аналізу цих властивостей вони розподілені на технологічні (що визначають особливості клінічних технологій при виготовленні відбитка) та фізико-механічні (деформація зтисненням, відновлення після деформації зтисненням, міцність при стисканні, лінійна усадка). Загальний робочий час матеріалу «Стомальгін - 05» достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у базового матеріалу

⁵Пат. 45769 UA. МПК А61С 9/00. Матеріал для виготовлення відбитків Стомальгін-05 / Голік В.П. (UA), Філатов І.В. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 09.06.2009, заявка № u 200905884; Опубл. 25.11.2009.- Бюл.№22, 2009 р.

“Стомальгин - 04” та відповідно складає $(175,6 \pm 8,2)$ с і $(198,3 \pm 7,0)$ с, що дозволило уцілому зменшити цей параметр на 12,9% та, водночас, забезпечити відповідність матеріалу вимогам ISO.

Загальний робочий час матеріалу «Стомальгін - 05» достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у базового матеріалу “Стомальгін - 04” та відповідно складає $(175,6 \pm 8,2)$ с і $(198,3 \pm 7,0)$ с, що дозволило уцілому зменшити цей параметр на 12,9% та, водночас, забезпечити відповідність матеріалу вимогам ISO.

Слід зазначити, що ЗРЧ скорочений, переважно, за рахунок тривалості змішування, оскільки $T_{\text{зміш}}$ матеріалу “Стомальгін-05” певно ($p < 0,01$) зменшилось у порівнянні з матеріалом – прототипом на 11,1% або, в середньому, на $(3,0 \pm 0,3)$ с - з $(29,0 \pm 0,3)$ с до $(26,1 \pm 0,3)$ с.

Водночас, зазначимо, що ISO не передбачає обмеження тривалості структуризації АОМ; в процесі дослідження з’ясовано, що “Стомальгін-05” характеризується меншим за тривалістю (на 13,0%) періодом структуризації (становить $(149,5 \pm 2,5)$ с проти $(169,3 \pm 6,2)$ с, порівняно з аналогом, що достовірно менше ($p < 0,05$).

Виявлені зміни технологічних властивостей (рис.3.3) пояснюються більш досконалою структурою матеріалу «Стомальгін - 05», що також підтверджується скороченням тривалості змішування; ці технологічні параметри у достатній мірі відповідають вимогам за критеріями ISO-1563.

Клінічну ефективність цього матеріалу доведено нами на етапах ортопедичного лікування пацієнтів; зокрема, з’ясовано, що застосування цього відбиткового матеріалу забезпечує зменшення контамінації відбитків практично в 3-4 рази при одночасному збереженні високого рівня розмірної точності гіпсових моделей [354, 355, 356, 357].

Обґрунтований нами новий вітчизняний стоматологічний силіконовий матеріал "Сіеласт К" (матеріал, база, коректор) – інноваційне комплексне вирішення у галузі стоматологічного матеріалознавства, що може використовуватися для одержання функціональних відбитків при виготовленні повних і часткових знімних пластинчастих протезів, складних щелепно-лицевих протезів, обту-

раторів, стоматологічних шин, а також при виготовленні зубних протезів та ортодонтичних апаратів пацієнтам дитячого віку.

Зокрема, силіконовий відбитковий матеріал «Сіеласт»⁶ (Дод. Б.6), що включає силіконовий каучук та барвник, який відрізняється тим, що в рецептуру Сіеласт К додатково вводять асилметилкремнезем, каолін збагачений та олію м'яти перцевої у співвідношенні, мас. %: каучук синтетичний низькомолекулярний СКТН"Г" - 85,06; асилметилкремнезем – 5,96; каолін збагачений – 8,50; олія м'яти перцевої – 0,21; концентрат пігменту – 0,27. Ефективність цього матеріалу продемонстровано нами та незалежними дослідниками [358] при отриманні стоматологічних відбитків.

Силіконовий матеріал Сіеласт (база)⁷ (Дод. Б.7), що включає силіконовий каучук та мікросфери скляні, який відрізняється тим, що в рецептуру «Сіеласт К» база додатково вводять діоксид кремнію, олію вазелінову, олію м'яти перцевої та відправну суміш пігменту жовтого у співвідношенні, мас. %: каучук синтетичний низькомолекулярний СКТН «Г» - 19,16; каучук силіконовий СКТ "група 1" – 18,15. Ефективність матеріалу при виготовленні бази зубних протезів продемонстровано нами та незалежними дослідниками [359].

Силіконовий матеріал Сіеласт (коректор)⁸ (Дод. Б.8), відрізняється тим, що в рецептуру додатково вводять пірогенний кремнезем, каолін збагачений, олію м'яти перцевої та концентрат пігменту в наступних мас. %: каучук синтетичний низькомолекулярний СКТН"А" – 86,72; пірогенний кремнезем – 2,16; каолін збагачений - 10,40; олія м'яти перцевої – 0,22; концентрат пігменту –

⁶Пат. 57186 UA. МПК C08L83/04 (2006.1). Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К / Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA), Пепрешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № у 201010026; Опубліковано 10.02.2011.-Бюл.№3, 2011 р.

⁷Пат. 57187 UA. МПК C08L83/04 (2006.1). Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К база / Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA), Пепрешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № у 201010026; Опубл. 10.02.2011.-Бюл.№3, 2011 р.

⁸Пат57188 UA. МПК C08L83/04 (2006.1). Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К коректор / Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA), Пепрешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № у 201010026; Опубл. 10.02.2011.-Бюл.№3, 2011 р.

0,50. Ефективність цього матеріалу при виготовленні зубних протезів продемонстровано нами та незалежними дослідниками.

Для виготовлення вкладок ⁹ (Дод. Б.9), замість моделювального воску нами клініко-технологічно обґрунтовано та розроблено новий стоматологічний матеріал - стоматологічну пластмасу. Беззольна, акрилова пластмаса на основі порошку - акрилового співполімеру й рідини - каталізатора хімічної реакції, які використовують у співвідношенні 1:1, яка відрізняється тим, що у пластмасі беззольній, акриловій Модепласт, як акриловий співполімер, використовують суспензійний співполімер метилового й бутилового ефірів метакрилової кислоти, а рідина для запуску хімічної реакції містить ефір метиловий метакрилової кислоти, N,N-дигідроксіетил-пара-тулоїдин та барвник темно-червоний у наступних мас.часток: порошок співполімер суспензійний метилового і бутилового ефірів метакрилової кислоти – 96,5, ефір метиловий метакрилової кислоти – 96,5; N,N-дигідроксіетил-пара-тулоїдин – 3,2; барвник темно-червоний 0,3. Розроблений вітчизняний матеріал "Модепласт" за фізико-механічними властивостями повною мірою відповідає вимогам до цього класу стоматологічних матеріалів, та не поступається закордонним аналогам ні за якими показниками, що дає змогу в повному обсязі використовувати його як моделювальний матеріал як в зубо-технічних лабораторіях так і безпосередньо в клініці ортопедичної стоматології для виготовлення штифтових конструкцій [360, 361, 362].

З метою зменшення токсичного впливу залишкового мономеру акрилових пластмас¹⁰ (Дод. Б.10), що застосовуються для виготовлення коронок та мостоподібних протезів нами розроблено новий спосіб зменшення вмісту залишкового мономера в ортопедичних конструкціях, що включає екстрагування мономера шляхом розміщення конструкції у водному середовищі на визначений

⁹Пат 89070 UA. МПК А61С 7/00 (2014.1). Пластмаса беззольна акрилова модепласт / Білобров В.В., Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявл. 04.11.2013, заявка № у 201312832; Опубл. 10.04.2014.-Бюл.№7, 2014 р.

¹⁰Пат 79802 UA. МПК(2013.1) А61С 13/00 А61В 10/00. Спосіб зменшення кількості залишкового мономера в тимчасових стоматологічних ортопедичних конструкціях / Ярова А.В. (UA), Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Погоріла А.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 24.12.2012, заявка № у 201214826; Опубл. 25.04.2013.-Бюл.№8, 2013 р.

термін, який відрізняється тим, що стоматологічну ортопедичну конструкцію поміщають у водне середовище при температурі 60-80 °С та в умовах контрольованого вакууму з тиском 10^{-1} Па впродовж 10 хв.

Підвищення ефективності екстрагування залишкового мономера із готових ортопедичних конструкцій досягають тим, що окрім водного середовища визначеної температури, процес екстрагування потенціують створенням вакууму, що є додатковим фактором інтенсифікації процесу. Тобто, застосування корисної моделі, спроможне підвищувати ефективність та скорочувати терміни зменшення рівня залишкового мономера за рахунок оптимальних режимів та з урахуванням властивостей конкретних матеріалів. Для забезпечення вакуумування стоматологічних ортопедичних конструкцій нами опрацьована комплекс засобів та пристроїв, застосування яких передбачає використання спеціальної вакуумної камери (з моніторингом температурного режиму, тиску, контрольованою подачею води) та пристрою для створення вакууму та визначеної технології вакуумування ортопедичних конструкцій.

За результатами порівняльного вивчення властивостей полімерного матеріалу «Акродент» з'ясовано, що показник напруги вигину матеріалу достовірно ($p \leq 0,05$) зменшилась з $(57,1 \pm 0,6)$ до $(52,6 \pm 0,4)$ МПа, при цьому – показник ударної в'язкості залишався стабільним на рівні $(4,8 \pm 0,4)$ од.

Слід зазначити, що показник мікротвердості та конічної текучості матеріалу – зросли ($p \leq 0,05$), відповідно з $(168,9 \pm 4,1)$ МПа до $(203,2 \pm 5,3)$ МПа та з $(288,9 \pm 7,9)$ МПа до $(422,4 \pm 9,4)$ МПа. Рівень залишкового мономера під впливом вакуумування достовірно ($p \leq 0,05$) зменшився з $(3,87 \pm 0,03)\%$ до $(2,69 \pm 0,05)\%$; практично на 43,8%.

Аналогічні зміни фізико-механічних властивостей визначені і при вакуумуванні матеріалів «Temptron» та «Snap»; як продемонстровано на рис.4.3, напруга вигину у найбільшій мірі ($p \leq 0,05$) зросла у матеріалу «Snap», інші властивості – в матеріалу «Акродент», тоді як показники матеріалу «Temptron» займають проміжне становище; важливим ефектом є зниження рівня залишкового мономера по вказаним матеріалам на $(30,0 \div 45,0)\%$.

Дослідження мікроструктури поверхні, зокрема її мікропористість ($S_{ст}$, ммк^2) на досліджуваних матеріалах для виготовлення ПК коливається у межах $(0,038 \div 0,046)$ ммк^2 . З'ясовано, що показник мікропористості матеріалу «Акродент», який становить $(0,038 \pm 0,001)$ ммк^2 – достовірно менший ($p < 0,05$) ніж досліджених імпортованих матеріалів, які, в свою чергу, не відрізняються поміж собою за цим показником: «SNAP» - $(0,046 \pm 0,001)$ ммк^2 , а «TEMPRON» - $(0,044 \pm 0,002)$ ммк^2 .

Рівень колонізації поверхні тимчасових ортопедичних конструкцій мікроорганізмами визначається впливом комплексу факторів, які можна розділити на дві основні групи: перша – фактори мікробіоценозу порожнини рота, друга – ультраструктурна характеристика поверхні матеріалу. Саме властивості матеріалу можуть визначати селективний характер мікробіоценозу.

Виходячи з наведеного, метою дослідження було вивчення рівнів мікробної колонізації на поверхні матеріалу для тимчасових ортопедичних конструкцій після її фінішної обробки. Досліджувалися (*in vitro*) рівні колонізації карієсогенних мікроорганізмів на поверхні тимчасових ортопедичних конструкцій. Для чого були підготовлені спеціальним чином експериментальні зразки ($d=0,5$ мм, $s= 20,0$ мм^2). На поверхні стандартних зразків виконано висівання тест-культур, а саме: *Streptococcus mutans*, *Candida albicans*, *Lactobacillus* за стандартною методикою, після чого виконували визначення ступеня колонізації мікроорганізмів та розраховували індекс колонізації (JA), як співвідношення між кількістю колонійутворюючих одиниць (КУО) у стандартизованій тест-культурі до кількості КУО у різні періоди після її перенесення на поверхню матеріалу для виготовлення тимчасових ортопедичних конструкцій.

Виявлено, що рівні колонізації *Streptococcus mutans*, *Candida albicans*, *Lactobacillus* на поверхні експериментальних зразків, виготовлених з матеріалу для тимчасових ортопедичних конструкцій, залежно від виду колоній – відрізнявся, а з часом – змінювалась мікробіологічна структура біоценозу. Мікроорганізмом з найбільшою активністю колонізації є *Lactobacillus* ($2,2 \pm 0,03$) КУО, тоді як активність *Streptococcus mutans* ($1,9 \pm 0,03$) и *Candida albicans* ($2,0 \pm 0,03$) продовж

періоду спостереження достовірно ($p \leq 0,05$) зменшувалась і відносно тест-культури і відносно активності *Lactobacillus*. Слід зазначити, що впродовж чотирьохгодинного моніторингу стану колонізації її рівень стосовно *Streptococcus mutans*, *Candida albicans* та *Lactobacillus* досяг низького ступеня обсіменіння; при цьому структура біоценозу сформувалась за рахунок домінування *Lactobacillus*.

Отже, отримані дані щодо рівня мікробної колонізації поверхні тимчасових коронок дозволяють дійти висновку, що її рівень формується за рахунок домінування у структурі колонізації *Lactobacillus*, що є позитивним, оскільки цей мікроорганізм характеризується своєю активністю за рахунок синтезу молочної кислоти, перекису водню, лізоциму та особливих антибіотичних речовин - бактерицинів, які здатні біохімічно пригнічувати ріст значної кількості патогенних та умовнопатогенних мікроорганізмів і, тим самим - позитивно впливати на мікробіоценоз при одночасному забезпеченні низького рівня колонізації поверхні тимчасових ОК, виготовленої із досліджуваного матеріалу.

У спеціальних клінічних дослідженнях доведено, що застосування удосконалення дозволяє зменшити вплив залишкового мономера, що проявляється достовірним зменшенням запальних процесів пародонту та більш швидкою адаптацією пацієнтів до ортопедичних конструкцій та більш високого рівня якості життя [363, 364, 365].

Маючи на меті збільшення тривалості експлуатації (фіксації, стабілізації) та скорочення термінів адаптації до ортопедичної стоматологічної конструкції при одночасній профілактиці інфікування, нами розроблено новий вітчизняний матеріал для виготовлення м'яких підкладок базису та удосконалено технологію індивідуального об'ємного моделювання країв базису протезу за рахунок нового матеріалу та нової методики виготовлення м'якої підкладки акрилового базису зубних протезів¹¹ (Дод. Б.11). Спосіб виготовлення м'якої підкладки акрилового базису знімних зубних протезів включає нанесення на попе-

¹¹Пат. 24836 Спосіб виготовлення м'якої підкладки акрилового базису зубних протезів: А61С 13/00 / В.П. Голік, Н.В. Без'язична, І.В. Янішен, В.Г. Томілін, А.В. Доля (UA).-Заявка № u2007 04157; Заявл. 16.04.2007; Опубл. 10.07.2007; Бюл. № 10, 2007 р.

редньо підготовлену поверхню базису протеза підшару з еластомеру, формування рельєфу і границь двошарового базису протеза при змиканні зубних рядів в положенні центральної оклюзії з видаленням при необхідності ділянок жорсткого базису та формуванням крайових уступів.

Як доведено у дослідженні [366], лікування пацієнтів з повною адентією протезами з жорстким базисом дозволило забезпечити жувальний тиск у межах (2,83÷3,57) кг, а корекція жорсткого базису у цих пацієнтів м'якою підкладкою з матеріалу «ПМ-С» забезпечила достовірне ($p < 0,05$) зростання жувального тиску, насамперед у бокових ділянках. Слід також зазначити, що це зростання супроводжувалося рівномірним розподілом (до корекції стандартизовані показники жувального тиску у правій та лівій ділянці складали відповідно (1,25±0,04) од та (1,20±0,02) од, а після накладення м'якої підкладки (1,29±0,05) од та (1,30±0,03) од, $p < 0,05$). Аналіз абсолютних показників жувального тиску та їх приросту після корекції базису м'якою підкладкою виявив, що одночасно з приростом показників жувального тиску мало місце вирівнювання показників жувального тиску на симетричних ділянках зубного ряду.

Оцінку клінічної ефективності застосування нового матеріалу та нової методики виготовлення м'якої підкладки базису знімного протезу виконано автором та іншими дослідниками за показниками зміни жувального тиску з та без використання м'якої підкладки базису протезу [367, 368, 369, 370].

З метою розширення переліку вітчизняних засобів фіксації та стабілізації знімних ОК нами обґрунтовано розробку та клінічно апробовано використання і серійне виробництво кремів для фіксації «Стомафікс»¹² (Дод. Б.12) та «Стомафікс-1»¹³ (Дод. Б.13). Крем для фіксації знімних зубних протезів, що включає суміш натрій-кальцієвої солі сополімеру метил-вінілового ефіру та малеїнового ан-

¹²Пат. 54971 Пат. 54971 Україна, МПК А61С 13/23 (2006.01). Крем для фіксації знімних зубних протезів "Стомафікс" / Голік В. П., Янішен І. В., Фадеєва С. О., Черняєв С. В., Довгопол Ю. І., Томілін В.Г.; ХНМУ. – № 201008098 ; заявл. 29.06.2010; опубл. 25.11.2010, Бюл. № 22, 2010 р.

¹³Пат. 67563 Україна, МПК А61С 13/23 (2006.01). Крем для фіксації знімних зубних протезів "Стомафікс-1" / Мовчан О.В., Голік В. П., Черняєв С.В., Довгопол Ю.І., Янішен І.В. -ХНМУ. – № 201109794; заявл. 08.08.2011 ; опубл. 27.02.2012, Бюл. № 4, 2012 р.

гідриду, карбоксиметилцелюлозу, вазелін білий, олію вазелінову, олію м'ятну, пігмент червоний та ароматизатор, який відрізняється тим, що склад крему "Стомафікс 1" додатково містить етоній, при наступному співвідношенні компонентів (мас. %): суміш натрій-кальцієвої солі сополімеру метил-вінілового ефіру та малеїнового ангідриду – 18; карбоксиметилцелюлоза – 27; етоній – 0,5; вазелін білий – 44,45; олія вазелінова -10,0; олія м'ятна – 0,043; пігмент червоний – 0,007.

Виконаний нами узагальнений аналіз властивостей цих адгезивних матеріалів свідчить про наявність специфічного кваліметричного профілю для кожного із адгезивних матеріалів щодо підвищення фіксації знімних зубних протезів, що в свою чергу скорочує період адаптації, підвищує жувальну ефективність та показники якості життя [371, 372].

На відміну від кваліметричного аналізу окремих стоматологічних матеріалів, визначення їх клініко-технологічної якості передбачає урахування не тільки їх індикаторних властивостей у порівнянні з ISO, але і урахування особливостей клінічного застосування.

Зокрема нами сформульовано концепцію та опрацьовані інноваційні методики оцінки клініко-технологічної якості відбиткових матеріалів та матеріалів для м'яких підкладок базису знімних протезів.

У окремому монографічному дослідженні автором, на прикладі вітчизняних альгінатних матеріалів у порівняльному аспекті з імпортними аналогами, продемонстровано, що використання нових даних у галузі стоматологічного матеріалознавства дозволяє не тільки удосконалювати фізико-механічні властивості цих матеріалів, але і визначати рівень їх технологічної якості [373]. Зокрема, визначено, що оцінка технологічної якості відбиткового СМ включає вимір та послідовний якісно-дихотомічний аналіз фізико-механічних показників спеціально виготовлених зразків. Технологічну якість оцінюють за показником пилоутворення, який вимірюють на різних етапах застосування відбиткового СМ. Після цього виконують кількісну оцінку за узагальненим показником технологічної якості, який визначають за формулою, і роблять висновок про високу технологічну якість стоматологічного матеріалу, і навпаки.

Дещо інакше, однак теж інноваційно, вирішено питання щодо оцінки клініко-технологічної якості силіконових відбиткових матеріалів. Зокрема, використано показники комплаєнтності (ентропії) фізико-механічних властивостей, а також, отримувана у результаті використання матеріалу, розмірна точність ортопедичної конструкції. Так, спосіб оцінки клініко-технологічної якості силіконового відбиткового матеріалу, який включає вимір та послідовний якісно-дихотомічний аналіз фізико-механічних показників спеціально виготовлених зразків, який відрізняється тим, що якість оцінюють з урахуванням розмірної точності відбитка, яку визначають в умовах натурального експерименту, після чого виконують кількісну оцінку клініко-технологічної якості по узагальненому показнику, який визначають по формулі $Q_{CM}=1-\left(\frac{I_1}{I_0}+\frac{S_1}{S_0}+\frac{K_1}{K_0}\dots\frac{N_1}{N_0}\right) \times (G_{st} \times \log_2 G_{st}/N)$, де Q_{CM} - узагальнений показник клініко-технологічної якості силіконового відбиткового матеріалу; I_0 , S_0 , K_0 , N_0 - нормативні значення фізико-механічних показників; I_1 , S_1 , K_1 - виміряні відповідні показники фізико-механічних властивостей силіконового відбиткового матеріалу; N - загальна кількість врахованих фізико-механічних показників силіконового відбиткового матеріалу; G_{st} - показник розмірної точності модельного відбитка; і, коли Q_{CM} знаходиться у межах $0,995 \div 1,005$, роблять висновок про клініко-технологічну якість силіконового відбиткового матеріалу, і навпаки¹⁴ (Дод. Б.14).

Виходячи з потреб клінічної практики, нами також сформульовано концепцію та розроблено методику оцінки якості матеріалів для м'яких підкладок базису знімного протезу¹⁵ (Дод. Б.15). Спосіб оцінки якості матеріалу для м'яких підкладок базису ЗП включає вимірювань та послідовний якісно-дихотомічний аналіз відповідності фізико-механічних показників спеціально

¹⁴ Пат. 45911 UA. МПК(2009) А61В 10/00. Спосіб оцінки клініко – технологічної якості силіконового відбиткового матеріалу / Голік В.П. (UA), Ярина І.М. (UA), Шкляр С.П. (UA), Янішен І.В. (UA) – ХМАПО (UA). – Заявлено 27.07.2009, заявка № u 200907891; Опубл. 25.11.2009.-Бюл.№22, 2009 р.

¹⁵ Пат. 14743 UA. МПК(2006.01) А61В 10/00, А 61С 13/007. Спосіб оцінки матеріалу для м'яких підкладок базису знімних протезів / Голік В.П. (UA), Без'язична Н.В. (UA), Шкляр С.П. (UA), Янішен І.В. (UA) – ХНМУ (UA). – Заявлено 26.12.2005, заявка № u 200512556; Опубл. 15.05.2006.-Бюл.№5, 2006 р.

виготовлених зразків нормативним вимогам, який відрізняється тим, що додатково вимірюють водопоглинення матеріалу, а кількісну оцінку його якості здійснюють за узагальненим показником, який визначають за спеціальною формулою, якою враховуються нормативні значення показників по ISO, результати вимірів відповідних фізико-механічних та клініко-технологічних показників ті їх загальна кількість на етапах виготовленні та клінічного експлуатації знімних зубних протезів з м'якою підкладкою базису.

У окремому монографічному дослідженні, виконаному одним із співавторів інновації, доведена клінічна ефективність удосконаленої методики на етапах клінічної експлуатації знімних протезів з м'якою підкладкою базису [374, 375], виготовленої із нового вітчизняного матеріалу та за нашою методикою.

Виходячи із викладеного у поточному розділі та маючи на меті узагальнення викладених результатів щодо розробки нових вітчизняних стоматологічних матеріалів, удосконалення клініко-лабораторного етапу виготовлення ортопедичних конструкцій та добору комплаєнтних системи «матеріал-конструкція» нами обґрунтовані етапи забезпечення якості ортопедичного стоматологічного лікування. Зокрема (табл. 5.2):

до I-го етапу віднесено розробку нових стоматологічних матеріалів (конструкційних та допоміжних), оскільки саме розвиток стоматологічного матеріалознавства має враховувати потреби клінічної практики (розвиток так званих «цільових» стоматологічних матеріалів, наприклад матеріалів з додатковими властивостями, наявність яких не передбачається відповідними ISO, тоді як в клінічній практиці ці властивості можуть бути ознаками пріоритетного вибору стоматологічного матеріалу);

до II-го етапу віднесено вперше обґрунтовану нами кваліметричну систему добору комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення різних видів ортопедичних конструкцій. Не дивлячись на те, що всі наявні стоматологічні матеріали відповідають вимогам ISO, водночас - відрізняються як за окремими своїми властивостями, так і за ступенем відмінності від ISO;

до III-го етапу віднесено авторські технології щодо удосконалення клініко-лабораторного етапу виготовлення та клінічної експлуатації ортопедичних конструкцій.

Саме для обґрунтованого добору комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція» нами обґрунтовано клініко-технічне завдання для розробки комп'ютерної програми добору «пов'язаних комплексів» стоматологічних матеріалів для пластмасових коронок та мостоподібних протезів, бюгельних протезів, пластинчастих протезів.

Цією комп'ютерною програмою реалізується можливість професійного матеріалознавчого консультування щодо рівня якості майбутніх ортопедичних конструкцій (високого, середнього та задовільного рівня).

Звичайно, ми не ставили за мету перелічити усі наявні матеріали та методи, а лише продемонстрували взаємопов'язаність пацієнт-орієнтованих технологій стоматологічного матеріалознавства, клінічних технологій виготовлення ортопедичних конструкцій задля добору найбільш комплаєнтних систем «стоматологічні матеріали - ортопедична конструкція».

Результати виконаних досліджень та інформаційного моделювання структури стоматологічних матеріалів у складі комплаєнтних комплексів для виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій з урахуванням кількісного кваліметричного підходу дозволило дійти висновку, що існують альтернативні комплаєнтні системи «матеріали-конструкція», що за показниками властивостей матеріалів відповідають вимогам ISO, однак, забезпечують визначені нами коливання узагальненого показника якості конкретного типу конструкцій.

Таблиця 5.2

Авторське інноваційне забезпечення якості ортопедичного лікування на основі нових стоматологічних матеріалів і технологій

Етапи інноваційного забезпечення якості лікування	Суть інновації	№ патенту, авторського свідоцтва	Вид, ступінь та терміни впровадження	Підтверджені показники ефективності
1	2	3	4	5
I етап.	Відбитковий матеріал	Пат.45769	Допоміжний стоматологічний матеріал «Стомальгін - 05», серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.	зменшення бактеріальної забрудненості відбитка
Удосконалення конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів - цільових матеріалів з новими властивостями	Відбитковий матеріал	Пат.57186	Допоміжний стоматологічний матеріал «Сіеласт» (база), серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.	збільшення розмірної точності відбитка протезного ложа
	Відбитковий корегуючий матеріал	Пат.94785	Допоміжний стоматологічний матеріал «Сіеласт К» (коректор), серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.	збільшення розмірнотивної точності відображення протезного ложа

1	2	3	4	5
<p>I етап.</p> <p>Удосконалення конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів - цільових матеріалів з новими властивостями</p>	<p>Відбитковий матеріал</p>	<p>Пат.107171</p>	<p>Допоміжний стоматологічний матеріал «Стомасіл» (паста), серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.</p>	<p>збільшення розмірно-вотивної точності відображення протезного ложа</p>
	<p>Пластмаса беззольна акрилова</p>	<p>Пат.89070</p>	<p>Конструкційний стоматологічний матеріал «Модепласт», серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.</p>	<p>для виготовлення вкладок замість моделювального воску</p>
	<p>Крем для фіксації знімних зубних протезів</p>	<p>Пат.54971 Пат.67563</p>	<p>Допоміжні адгезивні матеріали: «Стомафікс», «Стомафікс - 1»; серійне вітчизняне виробництво з 2010 р</p>	<p>підвищення фіксації протезу, жувальної ефективності пацієнта, скорочення термінів адаптації до протезу</p>
<p>II етап.</p> <p>Планування ортопедичної конструкції</p>	<p>Обґрунтований вибір комплаєнтних стоматологічних матеріалів</p>	<p>Заявка на отримання свідоцтва про авторське право</p>	<p>Матеріалознавче обґрунтування комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення конструкцій (Акти впровадження)</p>	<p>матеріалознавче - обґрунтований добір комплаєнтної системи «стоматологічні матеріали – ортопедична конструкція»</p>

Продовження табл.5.2

1	2	3	4	5
<p>III етап.</p> <p>Удосконалення клініко - лабораторного етапу виготовлення та клінічної експлуатації ортопедичної конструкції</p>	Клінічна технологія на основі нового вітчизняного матеріалу	Пат.79802	Технологія та пристрій вакуум - контрольованого зменшення залишкового мономеру в ортопедичних конструкціях із акрилових пластмас (Акти впровадження)	зменшення токсичного впливу та підвищення адаптації до протезу
	Клінічна технологія на основі нового вітчизняного матеріалу	Пат.24836	Технологія виготовлення м'якої підкладки базису знімних протезів із акрилових пластмас (Акти впровадження)	зменшення мікробної колонізації та підвищення адаптації до протезу
	Клінічна технологія на основі нового вітчизняного матеріалу	Пат.45911	Оцінка клініко – технологічної якості та обґрунтованого добору силіконового відбиткового матеріалу (Акти впровадження)	вибір матеріалу для більш точного відображення елементів протезного ложа
	Клінічна технологія на основі нового вітчизняного матеріалу	Пат.14743	Оцінка клініко-технологічної якості матеріалу для м'яких підкладок базису знімних протезів (Акти впровадження)	вибір матеріалу для м'яких підкладок з меншим рівнем водопоглинення

Аналіз отриманих результатів інформаційно-кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення пластмасової коронки є:

- варіант (AB_{K-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріал-конструкція» ($H_K=2,571$ біт; $h_{\min}=0,367$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Стомавід» (А-силіконовий), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», воск моделювальний - «GC», лак ізоляційний - «Ізокол-69», пластмаса - "Сінма М+V", цемент для фіксації - «Компомер», лак покривний - "Сінма М+V".

- варіант (AB_{K-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріал-конструкція» ($H_K=3,727$ біт; $h_{\max}=0,532$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс - «Base Stone», воск моделювальний - «Влад Міва», лак ізоляційний - «Ізальгін», пластмаса - "Сінма М", цемент для фіксації - «Fuji Plus», лак покривний - «ЕДА-03».

Для визначення комплаєнтності системи «матеріал-конструкція» при доборі стоматологічних матеріалів безпосередньо в клінічній практиці опрацьовано та запроваджено для використання ортопедами стоматологами професійної «Інформаційної системи якості» ("ISQ – Pro") для консультативного забезпечення обґрунтованого клінічного добору стоматологічних матеріалів, зокрема і для пластмасових незнімних конструкцій зубних протезів.

Аналіз отриманих результатів інформаційно - кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення бюгельних протезів є:

- варіант (AB_{B-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріал-конструкція» ($H_B=1,387$ біт; $h_{\min}=0,347$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Стомавід» (А-силіконовий), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», лак ізоляційний - «Ізокол-69», пластмаса для базису - «Vertex rapid» (гарячої полімеризації).

- варіант (АВ_{Б-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріал-конструкція» ($H_K=2,184$ біт; $h_{max}=0,546$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал - «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс - «Base Stone», лак ізоляційний - «Ізальгін», пластмаса для базису - "Протакрил М".

Аналіз отриманих результатів інформаційно - кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення частково та повних знімних пластинчастих протезів є:

- варіант (АВ_{ЗП-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріал-конструкція» ($H_{ЗП}=2,385$ біт; $h_{min}=0,475$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Empress» (альгінатний), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», пластмаса для базису - «Vertex rapid» (гарячої полімеризації), лак ізоляційний - «Ізокол 69», матеріал для фіксації конструкції - «Corega».

- варіант (АВ_{ЗП-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,880$ біт; $h_{max}=0,576$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал - «Уреен-Premium» (альгінатний), гіпс - «Base Stone», пластмаса для базису - «Протакрил-М» (холодної полімеризації), лак ізоляційний - «Ізальгін», матеріал для фіксації конструкції - «Lacalut».

Порівняльна оцінка комплаєнтності систем «матеріали-конструкція» виконана за відносними (максимальної та мінімальної) показниками узгодженості властивостей застосовуваних матеріалів. Зокрема виявлено, що найбільш сталими (з високим рівнем комплаєнтності) системами «матеріали-конструкція» може бути узгоджена послідовність матеріалів для виготовлення знімних пластинчастих протезів (повних, часткових), тоді як стоматологічні матеріали для виготовлення бюгельних зубних протезів характеризуються як менш комплаєнтні (мають більший потенціал для удосконалення). Саме це визначає напрямки подальших пріоритетних та перспективних стосовно матеріалознавчого забез-

печення якості конструкцій зубних протезів науково-технічних та клініко-технологічних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства.

Саме для цього, на основі урахування багатьох властивостей досліджених нами матеріалів, застосовуючи методологію системного аналізу і наукового синтезу даних щодо їх властивостей, опрацьовано систему обґрунтованого добору комплаєнтної структури ортопедичних конструкцій різних типів. Невід'ємною частиною цієї системи є опрацьовані нами пацієнт-орієнтовані інновації клініко-лабораторного етапу протезування.

Таким чином, у розділі вичерпно викладені наукові здобутки щодо добору комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення конкретних ортопедичних конструкцій, принципи та логіка розробки і результати клінічного застосування спеціальної програми добору комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція», а також авторські інноваційні розробки у галузі стоматологічного матеріалознавства.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі опубліковані у наукових фахових виданнях та найшли відображення у винаходах і корисних моделях, а також у повідомленнях і доповідях на науково - практичних конференціях тощо:

1. Янішен І.В. Клініко-технологічна якість в ортопедичній стоматології: облицювальні полімери для незнімних конструкцій зубних протезів / В.П. Голік, Н.М. Бреславець, І.В. Янішен. – Харків: ФОП Бровін О.В., 2015. – 128 с. Здобувачем виконано лабораторно-експериментальне вивчення та проблемно-цільова систематизація властивостей зубо-технічних матеріалів для незнімних конструкцій зубних протезів та проведено ортопедичне лікування з аналізом його ефективності за індикативними показниками стану РР та тканин пародонту.

2. Янішен І.В. Пацієнт-орієнтовані інновації зубо-технічного матеріалознавства в стоматологічному лікуванні знімними та незнімними конструкціями / І.В. Янішен // Український стоматологічний альманах. – 2015. – №5. – С. 45-53.

3. Янішен І.В. Досвід клінічного використання вітчизняного адгезивного матеріалу «Стомафікс» для фіксації знімних зубних протезів / С.В. Черняєв,

Ю.І. Довгопол, В.П. Голік, І.В. Янішен, С.О. Фадєєва // Стоматологинфо. – 2010. – Октябрь 2010 года. – С. 46-47. Здобувачем здійснено ортопедичне лікування пацієнтів, узагальнена оцінка адгезивних кремів, написання статті.

4. Янішен І.В. Способ и результаты клинического изучения жевательного давления на этапах ортопедического лечения съёмными протезами / И.В. Янішен, А.В. Погорелая, Т.А. Караченцева // Стоматологинфо. – 2014. – Декабрь 2014 года. – С. 22-24. Здобувачем проведено вивчення жувального тиску на етапах лікування пацієнтів, здійснено написання статті, аналіз результатів.

5. Янішен І.В. Дослідження жувального тиску на клінічних етапах ортопедичного лікування знімними протезами / І.В. Янішен, С.А. Герман // Молодий Вчений. – 2015. – №5(20), Ч.4. – С. 43-46. Здобувачем проведено дослідження жувального тиску на етапах ортопедичного лікування пацієнтів знімними протезами, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних.

6. Пат. 107171 UA. МПК C08L83/04. Матеріал відбитковий силіконовий «Стомасіл» паста / Коваленко Г.А. (UA), Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). - ХНМУ (UA). - Заявл. 06.03.2014, заявка № 201402302; Опубл. 10.07.2014. - Бюл.№13. Здобувачем проведено розробку рецептури та порівняльну оцінку ефективності матеріалу, аналіз та узагальнення даних.

7. Пат. 69646 UA. МПК A61C13/00. Матеріал для стоматологічних м'яких підкладок / Голік В.П. (UA), Без'язична Н.В. (UA), Воронов І.А. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Янішен І.В. (UA). - Заявл. 10.11.2003; Заявка № u 20031110082; Опубл. 15.09.2004. - Бюл. № 09. Здобувачем проведено розробку рецептури та порівняльну оцінку ефективності стоматологічних м'яких підкладок, опрацювання даних.

8. Пат. 94785 UA. МПК C08L83/04. Стоматологічний відбитковий корегуючий матеріал / Коваленко Г.А. (UA), Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – Харківський національний медичний університет (UA). – Заявлено 14.07.2014, заявка № u 201407882; Опубліковано

25.11.2014. - Бюл.№22. Здобувачем проведений патентно-інформаційний пошук, обґрунтована рецептура.

9. Пат. 45769 UA. МПК А61С 9/00. Матеріал для виготовлення відбитків Стомальгін-05 / Голік В.П. (UA), Філатов І.В. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 09.06.2009, заявка № u 200905884; Опубл. 25.11.2009. - Бюл.№22. Здобувачем проведено розробку рецептури та порівняльну оцінку ефективності матеріалу, аналіз та узагальнення даних.

10. Пат. 46304 UA. МПК А61С 10/00. Спосіб оцінки якості відбиткового матеріалу / Голік В.П., Філатов І.В., Янішен І.В. (UA), Черняєв С.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Шкляр С.П. (UA) – Заявлено 29.07.2012, заявка № u 200908013; Опубл. 10.12.2009. - Бюл.№23. Здобувачем здійснено лікування пацієнтів, сформовані групи, проведено статистичну обробку даних, аналіз та узагальнення результатів.

11. Пат. 57186 UA. МПК С08L83/04. Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К коректор / Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA), Перешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № u 201010026; Опубліковано 10.02.2011. - Бюл.№3. Здобувачем проведено розробку рецептури та порівняльну оцінку ефективності відбиткового матеріалу, аналіз та узагальнення даних.

12. Пат. 57187 UA. МПК С08L83/04. Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К / Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA), Перешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № u 201010059; Опубл. 10.02.2011. - Бюл.№3. Здобувачем проведений патентно-інформаційний пошук, обґрунтована рецептура.

13. Пат. 57188 UA. МПК С08L83/04 (2006.1). Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К база / Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA), Перешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № u 201010060; Опубл.

10.02.2011. -Бюл.№3. Здобувачем обґрунтована рецептура, здійснений аналіз даних літератури, підготовка оформлення заявки.

14.Пат. 89070 UA. МПК А61С 7/00 . Пластмаса беззольна акрилова модел-пласт / Білобров В.В., Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняєв С.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявл. 04.11.2013, заявка № u 201312832; Опубл. 10.04.2014. -Бюл.№7. Здобувачем проведено обґрунтування та розробку рецептури матеріалу, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів.

15.Пат. 79802 UA. МПК(2013.1) А61С 13/00 А61В 10/00. Спосіб зменшення кількості залишкового мономера в тимчасових стоматологічних ортопедичних конструкціях / Ярова А.В. (UA), Голік В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Погоріла А.В. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 24.12.2012, заявка № u 201214826; Опубл. 25.04.2013. - Бюл.№8. Здобувачем виконано обґрунтування, розробку матеріалу та удосконалено клініко-лабораторний етап для зменшення впливу залишкового мономера.

16.Пат. 24836 Спосіб виготовлення м'якої підкладки акрилового базису зубних протезів: А61С 13/00 / В.П. Голік (UA), Н.В. Без'язична (UA), І.В. Янішен (UA), В.Г. Томілін (UA), А.В. Доля (UA).-Заявка № u 200704157; Заявл. 16.04.2007; Опубл. 10.07.2007. - Бюл. № 10. Здобувачем запропонований спосіб лікування пацієнтів з застосуванням м'якої підкладки акрилового базису, аналіз результатів.

17.Пат. 54971 Україна, МПК А61С 13/23 (2006.01). Крем для фіксації знімних зубних протезів "Стомафікс" / Голік В. П. (UA), Янішен І. В. (UA), Фадєєва С. О. (UA), Черняєв С. В. (UA), Довгопол Ю. І. (UA), Томілін В.Г. (UA); ХНМУ. – № u 201008098; заявлено 29.06.2010; опубліковано 25.11.2010. - Бюл. № 22. Здобувачем проведений патентно-інформаційний пошук, обґрунтована рецептура.

18.Пат. 67563 Україна, МПК А61С 13/23 (2006.01). Крем для фіксації знімних зубних протезів "Стомафікс-1" / Мовчан О.В. (UA), Голік В.П. (UA), Черняєв С.В. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Янішен І.В. (UA). - ХНМУ. – № u 201109794; заявл. 08.08.2011; опубл. 27.02.2012. - Бюл. № 4. Здобувачем удо-

сконалена рецептура, проведений аналіз клінічного застосування крему для фіксації повних знімних пластинкових протезів.

19. Пат. 45911 UA. МПК А61В 10/00. Спосіб оцінки клініко – технологічної якості силіконового відбиткового матеріалу / Голік В.П. (UA), Ярина І.М. (UA), Шкляр С.П. (UA), Янішен І.В. (UA) – ХМАПО (UA). – Заявлено 27.07.2009, заявка № u 200907891; Опубл. 25.11.2009. - Бюл.№22. Здобувачем проведено кваліметричну оцінку відбиткового матеріалу, запропонований спосіб оцінки якості.

20. Пат. 14743 UA. МПК А61В 10/00, А 61С 13/007. Спосіб оцінки матеріалу для м'яких підкладок базису знімних протезів / Голік В.П. (UA), Без'язична Н.В. (UA), Шкляр С.П. (UA), Янішен І.В. (UA) – ХНМУ (UA). – Заявлено 26.12.2005, заявка № u 200512556; Опубл. 15.05.2006. - Бюл.№5. Здобувачем за результатами проведених лабораторних досліджень розроблений спосіб оцінки матеріалу для м'яких підкладок, оформлення заявки.

21. Янішен І.В. Качество несъемных конструкций зубных протезов на этапах их клинической эксплуатации: сравнительная оценка / И.В. Янішен, Т.А. Караченцева, О.В. Сидорова // Новые технологии в стоматологии: материалы XX международной конференции челюстно-лицевых хирургов и стоматологов, Санкт-Петербург, 3-4 июня 2015г. / РАМН. – Санкт-Петербург, 2015. – С. 145-146. Здобувачем здійснено узагальнену оцінку незнімних конструкцій зубних протезів, здійснено написання тез, опрацювання літературних даних, аналіз результатів.

22. Янішен І.В. Система фіксації полімерного облицювання для суцільнолитих незнімних зубних протезів / В.П. Голік, І.В. Янішен, Н.М. Бреславець // Актуальні питання розвитку медичних наук у XXI столітті: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Львів, 29-30 травня 2015р. / ГО «Львівська медична спільнота». – Львів, 2015. – С. 34-36. Здобувачем виконано лікування пацієнтів незнімними конструкціями зубних протезів, статистичне опрацювання даних, написання тез.

23. Янішен І.В. Забезпечення якості лікування пацієнтів пластмасовими мостоподібними протезами з добором комплаєнтних комплексів «матеріали-

конструкція» / І.В. Янішен, І.М. Ярина, О.Л. Федотова // Медична наука та практика: виклики і сьогодення: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Львів, 21-22 серпня 2015р. / ГО «Львівська медична спільнота». – Львів, 2015. – С. 48-51. Здобувачем обґрунтований добір комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція», виконано ортопедичне лікування пацієнтів.

24.Янішен І.В. Альтернативні комплаєнтні системи «матеріали-конструкція» на етапі вибору та клінічного обґрунтування виготовлення зубних протезів / В.П. Голік, І.В. Янішен // Актуальні проблеми стоматології: матеріали міжнародної науково-практичної конференції присвяченої 90-річчю з дня народження д.мед.н., проф. Е.Я.Вареса, Львів, 2015 / Стоматологічні новини. – Вип.14. – Львів, 2015. – С. 21-22. Здобувачем обґрунтовано добір комплаєнтних комплексів при ортопедичному лікуванні зубними протезами, узагальнення отриманих даних.

РОЗДІЛ 6

КЛІНІЧНО - ОРІЄНТОВАНІ ТЕХНОЛОГІЇ
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЯКОСТІ СТОМАТОЛОГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ
ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

Виходячи із отриманих в процесі дослідження даних, для подальшого клінічного вивчення нами сформовано дві групи пацієнтів з трьома підгрупами в кожній із груп (залежно від застосованих інновацій на клініко-лабораторному етапі). При цьому, для кожної із підгруп окремих клінічних груп пацієнтів нами застосовувалися альтернативні комплаєнтні комплекси СМ (табл. 6.1)

Таблиця 6.1

Розподіл пацієнтів за клінічними групами з урахуванням виду ортопедичної конструкції та комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»

Вид ортопедичної конструкції	Пацієнти, осіб	Варіанти застосованих комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»			
		АВ ₁		АВ ₂	
		абс., ОК	склад комплексу	абс., ОК	склад комплексу
1	2	3	4	5	6
Пластмасові коронки	50	26	<ul style="list-style-type: none"> • відбитковий матеріал - «Стомавід», • гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», • воск моделювальний - «GC», 	24	<ul style="list-style-type: none"> • відбитковий матеріал - «Сіеласт К», • гіпс - «Base Stone», • воск моделювальний - «Влад Міва»,
Пластмасові мостоподібні протези	48	23	<ul style="list-style-type: none"> • лак ізоляційний - «Ізокол-69», • пластмаса - "Сінма М+V", • цемент - «Компомер», • лак покривний - "Сінма М+V" 	25	<ul style="list-style-type: none"> • лак ізоляційний - «Ізальгін», • пластмаса - "Сінма М", • цемент - «Fuji Plus», • лак покривний - «ЕДА-03»

Продовження табл. 6.1

1	2	3	4	5	6
Бюгельні протези	87	43	<ul style="list-style-type: none"> • відбитковий матеріал - «Стомавід», • гіпс «ГВ-Г-10 А-III», • лак ізоляційний - «Ізокол-69», • пластмаса для базису ОК - «Vertex rapid» 	44	<ul style="list-style-type: none"> • відбитковий матеріал- «Сіеласт К», • гіпс - «Base Stone», • лак ізоляційний- «Ізальгін», • пластмаса для базису ОК – «Протакрил М»
ЧЗПП	55	26	<ul style="list-style-type: none"> • відбитковий матеріал- «Empress», • гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», • пластмаса для базису ОК - «Vertex rapid», • лак ізоляційний - «Ізокол 69», • матеріал для фіксації ОК - «Corega» 	29	<ul style="list-style-type: none"> • відбитковий матеріал- «Уреен-Premium», • гіпс - «Base Stone», • пластмаса для базису ОК - «Протакрил-М», • лак ізоляційний- «Ізальгін», • матеріал для фіксації ОК - «Lacalut»
ПЗПП	51	24		27	
Всього	271	142	-	129	-

Примітка: ОК – ортопедична конструкція, ЧЗПП – частково знімний пластинчастий зубний протез, ПЗПП – повний знімний пластинчастий протез, АВ₁ – комплекс стоматологічних матеріалів з максимальною та АВ₂ – з мінімальною комплаєнтністю.

В процесі виконання дослідження, також використано інші комплаєнтні комплекси зубо-технічних матеріалів з відхиленням їх узагальненого показника якості від АВ у межах до 5,0%. Так наприклад, якщо програма добору зубо-технічних матеріалів для виготовлення пластмасової коронки містить 4374 комплаєнтних комплексів з мінімальним та максимальним значенням узагальненого показника якості, відповідно 2,570 біт та 3667 біт, то кількість висококомплаєнтних варіантів становить 15 (у межах зачень УПЯ=2.570÷2,632), низькокомплаєнтних – 16 (у межах значень УПЯ=3.667÷3,727). Аналогічним чином, за допомогою авторської програми (див. розділ 5) був визначений перелік комплаєнтних комплексів зубо-технічних матеріалів для виготовлення пластмасових мостоподібних та бюгельних протезів, частково- та повних знімних конструкцій.

6.1. Ефективність удосконаленого лікування незнімними ортопедичними конструкціями з добором комплаєнтних комплексів «матеріали - конструкція»

Пластмасові коронки.

Порівняльний аналіз результатів лікування пацієнтів з використанням пластмасових коронок, виготовлених із матеріалів різного рівня комплаєнтності виявив суттєві відмінності змін гомеостатичних властивостей ротової рідини, зокрема його регулятора (буферна ємність ротової рідини (БЄРР) та кислотно-лужне співвідношення - рН): про негативні зміни середовища порожнини рота свідчив зсув кислотно-лужного балансу в бік ацидозу і зменшення ємності бікарбонатного буферу.

Так, до лікування буферна ємність РР в групі АВ₁ становила (4,875±0,034) од та не відрізнялась від групи АВ₂ – (4,552±0,058) од; після лікування, БЄРР достовірно (p<0,001) зросла на 5,5% в групі пацієнтів з удосконаленою методикою добору стоматологічних матеріалів (коронки з високим рівнем комплаєнтності).

Вязкість РР, рівні якої достовірно в порівнюваних групах пацієнтів не відрізнялись до лікування (відповідно, (1,654±0,011) од та (1,651±0,012) од), після ортопедичного лікування пластмасовими коронками – зменшилась, як серед пацієнтів з висококомплаєнтним комплексом матеріалів для виготовлення коронки – до (1,152±0,007) од, так і серед пацієнтів групи порівняння – до (1,627±0,010), p<0,05.

Слід також зазначити, що перелічене відбувалося на тлі достовірного (p<0,05) підсилення швидкості салівації, насамперед в групі пацієнтів з низьким рівнем комплаєнтності стоматологічних матеріалів - на 37,0%: з (0,256±0,026) см³/хв до (0,351±0,032) см³/хв, тоді як серед пацієнтів групи АВ₁ приріст швидкості салівації був теж достовірним (p<0,05) але менш виразним (табл.6.2), становив 27,%. рН ротової рідини після лікування більш виразно (на 2,6% виріс) змінився в групі пацієнтів з АВ₁, тоді як в групі АВ₂ рівень рН зріс лише на 0,9%.

Таблиця 6.2

Показники ротової рідини, гігієни порожнини рота, стану тканин пародонта та рівня галітозу на етапах лікування пластмасовими коронками, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня комплаєнтності

Показники		Варіанти клінічного застосування комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»			
		АВ ₁ , n=26		АВ ₂ , n=24	
		до лікування	після	до лікування	після
В'язкість РР, од		1,654±0,011 ^a	1,152±0,007	1,651±0,012 ^b	1,627±0,010 ^d
Буферна ємкість РР, од		4,875±0,034 ^a	5,121±0,049	4,552±0,058	4,641±0,067 ^d
рН ротової рідини, од.		6,12±0,03 ^a	6,28±0,04	6,08±0,02 ^b	6,14±0,01 ^d
Слиновиділення, см ³ /хв		0,304±0,034 ^a	0,392±0,037	0,256±0,026 ^b	0,351±0,032 ^d
Активність уреаз РР	мкмоль/дм ³	11,08±0,29 ^a	7,58±0,21	10,73±0,24	10,23±0,30 ^d
	од.	5,39±0,15 ^{a, c}	3,54±0,12	5,07±0,11	5,03±0,08 ^d
Активність лізоциму РР	мкг/см ³	49,32±1,12 ^a	61,3±0,09	50,16±0,48 ^b	54,85±0,58 ^d
	од.	0,528±0,017 ^a	0,637±0,009	0,536±0,011	0,552±0,008 ^d
Ступінь дисбіозу РР, од		10,32±0,29 ^a	6,14±0,22	9,74±0,26 ^b	8,83±0,34 ^d
Гріна-Верміліона індекс		2,34±0,15	2,32±0,06	2,39±0,13	2,28±0,10
P.Silness – H.Loe індекс		1,39±0,07 ^{a, c}	1,13±0,04	1,19±0,09	1,14±0,10
Рівень галітозу, ppt		158,7±8,5 ^a	126,8±11,2	166,8±7,3 ^b	143,3±5,9 ^d

Примітка: РР – ротова рідина; АВ₁ – найбільш комплаєнтний та АВ₂ - найменш комплаєнтний комплекс стоматологічних матеріалів, застосованих для виготовлення пластмасової коронки; ^a – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₁; ^b – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₂; ^c – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп до лікування; ^d – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп після лікування.

Підтримка кислотно-лужного стану порожнини рота забезпечувалась підвищенням буферної ємкості ротової рідини серед пацієнтів обох порівнюваних груп, а достовірне зменшення в'язкості РР сприяло більш активному самоочищенню порожнини рота і підвищенню стійкості пародонта до впливу несприятливих факторів. Отже, позитивні зміни середовища порожнини рота маніфестувались зсувом кислотно-лужного балансу в бік алкалозу, збільшенням ємкості бікарбонатного буфера та зменшенням в'язкості РР; ці зміни були більш виразні серед пацієнтів з варіантом АВ₁ для виготовлення цих протезів.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування пластмасовими коронками виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування, достовірне ($p < 0,001$) серед пацієнтів з висококомплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення пластмасових коронок. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазі зменшення з $(5,39 \pm 0,15)$ од до $(3,54 \pm 0,12)$ од, тоді як в групі порівняння достовірних змін – не зареєстровано (див. табл. 6.2). Розрахований за спеціальною формулою (див. розділ 2) рівень дисбіозу РП виявив достовірне покращення мікроекологічного стану ротової порожнини, як в групі АВ₁, так і серед пацієнтів групи АВ₂ (відповідно, до лікування $(10,32 \pm 0,29)$ од, після – $(6,14 \pm 0,22)$ од та $(9,74 \pm 0,26)$ од і $(8,83 \pm 0,34)$ од).

Звичайно, на цей процес безпосередньо впливав і рівень концентрації лізоциму у РР, який, у разі використання висококомплаєнтних систем стоматологічних матеріалів, після лікування виявився на 20,0% вищим (відповідно, до лікування – $(49,32 \pm 1,12)$ мкг/см³, після – $(61,3 \pm 0,09)$ мкг/см³), тоді як при використанні низькокомплаєнтних – рівень лізоциму у РР зріс лише на 3,0% (див. табл. 6.2). При цьому зазначимо, що після лікування серед пацієнтів порівнюваних груп не виявлено достовірних змін щодо покращення стану гігієни ротової порожнини (див. індекс Гріна-Верміліона у табл.6.2), тоді як у пацієнтів з АВ₁ зареєстровано достовірне покращення стану тканин пародонту зі зменшенням індексу Р.Silness – Н.Loe з $(1,39 \pm 0,07)$ од до $(1,13 \pm 0,04)$ од, на відміну

від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс на етапах лікування практично не змінився (до лікування – $(1,19 \pm 0,09)$ од, після – $(1,14 \pm 0,10)$ од, $p > 0,05$).

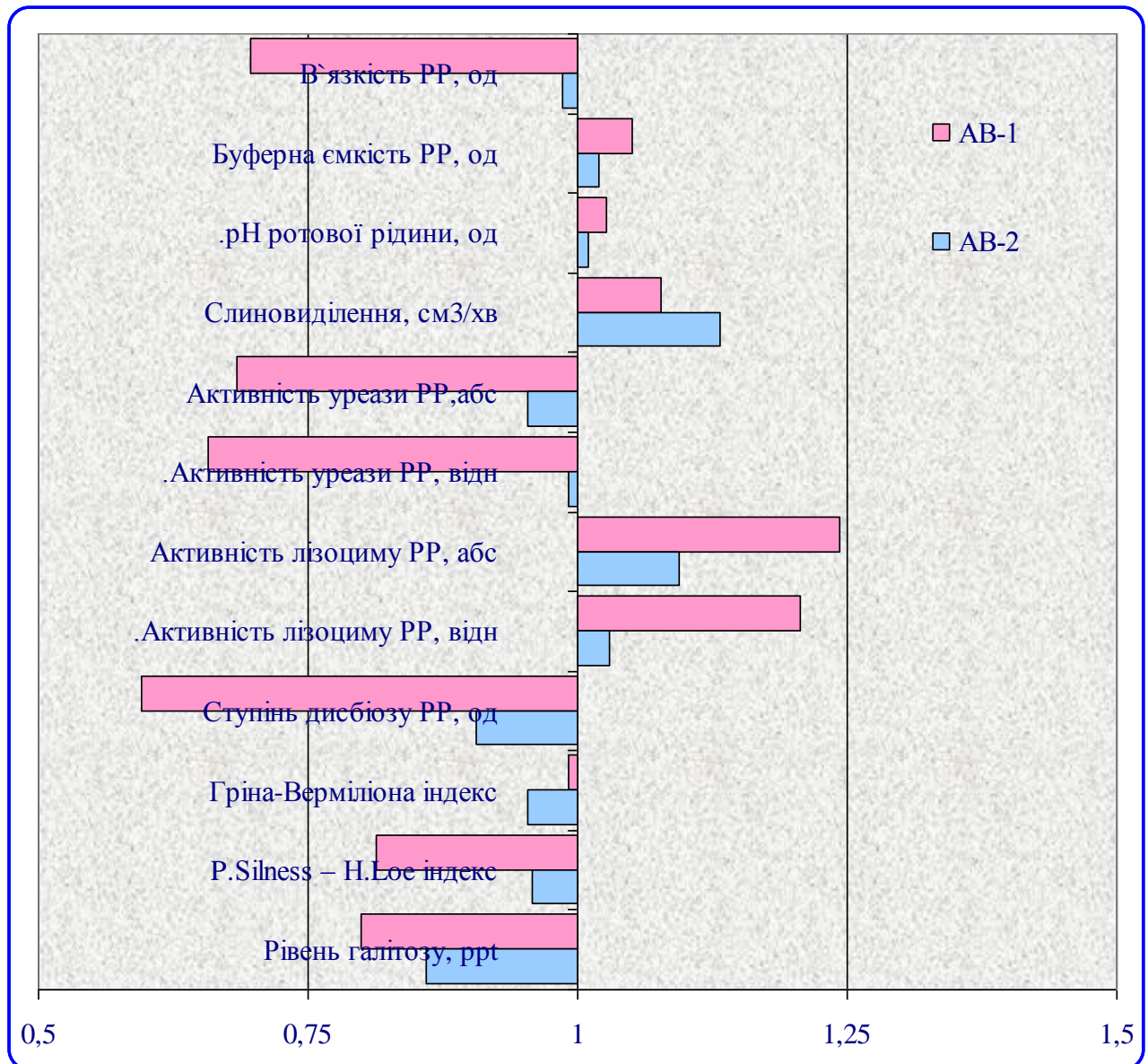


Рис.6.1.Зміни стану ротової рідини, гігієни порожнини рота, тканин пародонта та показника галітозу на етапах лікування пацієнтів пластмасовими коронками, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня комплаєнтності

- достовірно ($p < 0,001$) більш виразним зменшення в'язкості РР
- достовірно ($p < 0,010$) більш виразним зменшення активності уреаз РР
- достовірно ($p < 0,010$) більш виразним зменшення дисбіозу РР
- достовірним ($p < 0,05$) покращенням стану тканин пародонту
- достовірним ($p < 0,05$) зменшенням проявів галітозу.

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем стоматологічних матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення пластмасових коронок відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами (рис. 6.1):

Пластмасові мостоподібні протези.

Порівняльний аналіз результатів лікування пацієнтів з використанням пластмасових мостоподібних протезів, виготовлених із матеріалів різного рівня комплаєнтності виявив суттєві відмінності змін гомеостатичних властивостей ротової рідини мали дещо інакший характер. До лікування буферна ємкість РР в групі АВ₁ становила (5,141±0,43) од та не відрізнялась від групи АВ₂ – (5,118±0,062) од; після лікування, БЄРР достовірно ($p < 0,05$) зросла в групі пацієнтів з удосконаленою методикою добору стоматологічних матеріалів (протези з високим рівнем комплаєнтності матеріалів; табл. 6.3). В'язкість РР, рівні якої достовірно в порівнюваних групах пацієнтів не відрізнялись до лікування (відповідно, (1,544±0,007) од та (1,534±0,013) од), після ортопедичного лікування пластмасовими мостоподібними протезами – зменшилась лише серед пацієнтів з висококомплаєнтним комплексом матеріалів для виготовлення протезу – до (1,472±0,011) од, тоді як серед пацієнтів групи порівняння достовірно не змінилась, $p < 0,05$.

Слід також зазначити, що і достовірне ($p < 0,05$) підсилення швидкості салівації зареєстроване лише в групі пацієнтів з високим рівнем комплаєнтності стоматологічних матеріалів - з (0,739±0,037) см³/хв до (0,887±0,033) см³/хв, тоді як серед пацієнтів групи АВ₂ приріст швидкості салівації - лише тенденцією до зростання. рН ротової рідини до та після лікування в порівнюваних групах пацієнтів достовірно не змінився. Тобто, підтримка кислотно-лужного стану порожнини рота в групі пацієнтів АВ₁ забезпечувалась підвищенням буферної ємкості ротової рідини, достовірним зменшенням її в'язкості, що сприяло більш активному самоочищенню порожнини рота і підвищенню стійкості пародонта до впливу несприятливих факторів; групі пацієнтів АВ₂ – без змін.

Таблиця 6.3

Показники ротової рідини, гігієни порожнини рота, стану тканин пародонта та рівня галітозу на етапах лікування пластмасовими мостоподібними протезами, що виготовлені із матеріалів різного рівня конструкційної комплаєнтності

Показники		Варіанти клінічного застосування комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»			
		АВ ₁ , n=23		АВ ₂ , n=25	
		до лікування	після	до лікування	після
В'язкість РР, од		1,544±0,007	1,472±0,011 ^a	1,534±0,013	1,522±0,011 ^d
Буферна ємкість РР, од		5,141±0,43	5,339±0,051 ^a	5,118±0,062	5,211±0,081
рН ротової рідини, од.		6,529±0,016	6,657±0,014 ^a	6,562±0,021	6,618±0,023 ^b
Слиновиділення, см ³ /хв		0,739±0,037	0,887±0,033 ^a	0,805±0,051	0,857±0,043 ^{b, d}
Активність уреаз РР	мкмоль/дм ³	6,792±0,108	4,671±0,148 ^a	7,721±0,107	7,605±0,162 ^d
	од.	3,348±0,113	2,253±0,119	3,789±0,093 ^c	3,771±0,076 ^d
Активність лізоциму РР	мкг/см ³	87,06±1,52	86,81±2,03	81,89±1,18 ^c	81,91±1,85
	од.	0,893±0,15	0,899±0,27	0,839±0,14 ^c	0,844±0,11 ^d
Ступінь дисбіозу РР, од		3,816±0,107	2,499±0,117 ^a	4,552±0,128 ^c	4,461±0,114 ^d
Гріна-Верміліона індекс		1,143±0,068	0,669±0,057 ^a	1,097±0,071	0,967±0,072 ^d
P.Silness – H.Loe індекс		0,455±0,023	0,384±0,031 ^a	0,382±0,058	0,386±0,051
Рівень галітозу, ppt		169,5±7,3	132,1±6,1 ^a	179,1±9,7	145,2±4,8 ^b

Примітка: РР – ротова рідина; АВ₁ – найбільш комплаєнтний та АВ₂ – найменш комплаєнтний комплекс стоматологічних матеріалів, застосованих для виготовлення зубних протезів; ^a – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₁; ^b – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₂; ^c – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп до лікування; ^d – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп після лікування.

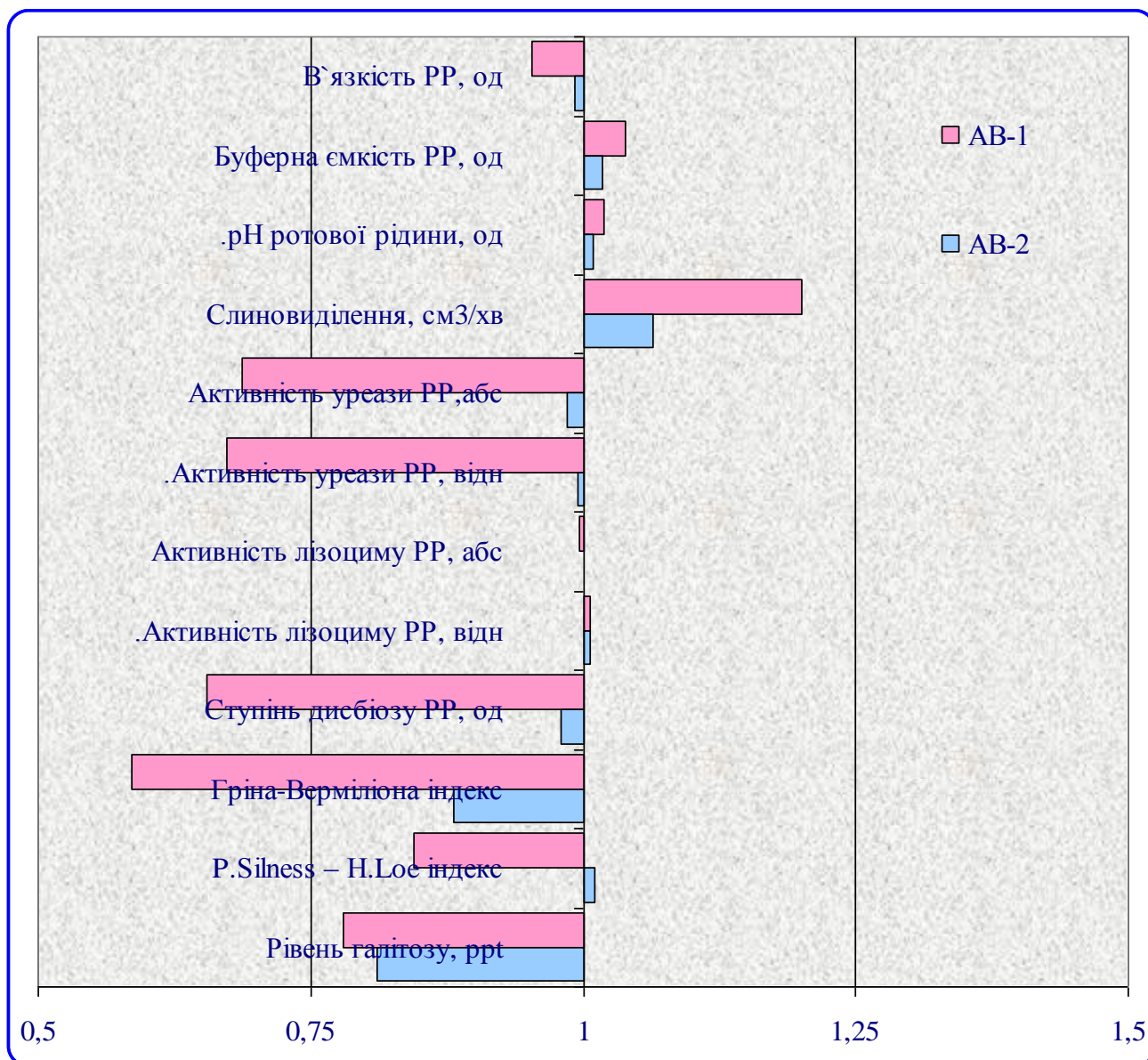


Рис.6.2.Зміни стану ротової рідини, гігієни порожнини рота, тканин пародонта та показника галітозу при лікуванні пластмасовими мостоподібними протезами, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня комплаєнтності

Отже, лише у разі використання висококомплаєнтного комплексу стоматологічних матеріалів для виготовлення пластмасових мостоподібних протезів можуть досягатися позитивні зміни середовища порожнини рота, що проявляється збільшенням ємкості бікарбонатного буфера та зменшенням в'язкості РР.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування пластмасовими мостоподібними протезами виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з висококомплаєнтним

варіантом добору матеріалів для виготовлення пластмасових коронок. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазі зменшився з (3,348±0,113) од до (2,253±0,119) од, тоді як в групі порівняння достовірних змін – не зареєстровано (див. табл. 6.3). Аналіз індексу дисбіозу РП виявив відсутність впливу рівня комплаєнтності на мікробіоценоз РП при протезуванні мостоподібними пластмасовими протезами. Це можна пояснити, з одного боку - відсутністю достовірного підвищення рівня лізоциму в групі пацієнтів АВ₂ (до лікування – (81,89±1,18) мкг/см³, після – (81,91±1,85) мкг/см³), а з іншого - значною кількістю елементів зубного ряду, що заміщалися серед пацієнтів групи АВ₁. При цьому зазначимо, що після лікування серед пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні та значні зміни щодо покращення стану гігієни ротової порожнини (до лікування – (1,143±0,068) од; після лікування – (0,669±0,057) од, $p < 0,001$), тоді як у пацієнтів групи АВ₂ з цього не зареєстровано (до – (1,097±0,071) од, $p > 0,05$; після лікування – (0,967±0,072) од). Окрім того, серед пацієнтів групи АВ₁ зареєстроване достовірне ($p < 0,05$) покращення стану тканин пародонту зі зменшенням індексу Р.Silness – Н.Loe з (0,455±0,023) од до (0,384±0,031) од, $p > 0,05$, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс на етапах лікування практично не змінився (до лікування – (0,382±0,058) од, після – (0,386±0,051) од, $p > 0,05$).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється ефект лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення пластмасових мостоподібних протезів відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами (рис. 6.2):

- достовірним ($p < 0,05$) збільшенням швидкості саливації на 19-20%;
- достовірним ($p < 0,001$) зменшення активності уреазі РР на 32-33%;
- достовірним ($p < 0,010$) зменшення рівня дисбіозу РП на 34-35%;
- достовірним ($p < 0,050$) зниженням ГІ на 40-42%.

Бюгельні протези. З метою визначення взаємодії бюгельних протезів, що виготовлені за різними рівнями комплаєнтності стоматологічних матеріалів, з біологічним середовищем ротової порожнини виконано вивчення біофізичних та біохімічних індикаторів стану ротової рідини, стану м'яких тканин пародонту. Як виявив порівняльний аналіз результатів лікування пацієнтів з використанням бюгельних протезів, виготовлених із матеріалів різного рівня комплаєнтності, суттєві відмінності змін гомеостатичних властивостей ротової рідини мали мінімальний (у порівнянні з коронками та мостоподібними протезами) характер.

До лікування буферна ємкість РР (табл.6.4) в групі АВ₁ становила (5,985±0,060) од та достовірно не відрізнялась від групи АВ₂ – (5,861±0,057) од., $p>0,05$; після лікування, БЄРР достовірно ($p<0,001$) зросла – до (6,143±0,051) од. в групі пацієнтів з удосконаленою методикою добору матеріалів (бюгельні протези з високим рівнем комплаєнтності матеріалів; див. табл. 6.4). Вязкість РР, рівні якої достовірно в порівнюваних групах пацієнтів не достовірно відрізнялись до лікування (відповідно, (1,397±0,011) од. та (1,421±0,23) од, $p>0,05$), після лікування бюгельними протезами – зменшилась лише серед пацієнтів з висококомплаєнтним комплексом матеріалів – до (1,349±0,009) од., $p<0,001$, тоді як серед пацієнтів групи порівняння достовірно не змінилась, $p>0,05$.

Достовірне ($p<0,05$) підсилення швидкості салівації зареєстроване лише в групі пацієнтів з високим рівнем комплаєнтності стоматологічних матеріалів - з (1,218±0,060) см³/хв до (1,359±0,033) см³/хв, тоді як серед пацієнтів групи АВ₂ приріст швидкості салівації характеризувався лише незначним зростанням. рН ротової рідини до та після лікування в порівнюваних групах пацієнтів також достовірно $p<0,05$ змінилася в бік алкалозу.

Тобто, підтримка кислотно-лужного стану порожнини рота в групі пацієнтів АВ₁ забезпечувалась підвищенням буферної ємкості ротової рідини, достовірним зменшення її в'язкості, зростанням рН та швидкості салівації, що сприяло більш активному самоочищенню порожнини рота і підвищенню стійкості пародонта до впливу несприятливих факторів; групі пацієнтів АВ₂ серед змін біофізичних властивостей РР після лікування зареєстровано лише зростання рН з (6,861±0,018) од до (6,928±0,021) од, $p>0,05$.

Таблиця 6.4

Показники ротової рідини, гігієни порожнини рота, стану тканин пародонта та рівня галітозу на етапах лікування бюгельними протезами, що виготовлені із матеріалів різного рівня конструкційної комплаєнтності

Показники		Варіанти клінічного застосування комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»			
		АВ ₁ , n=43		АВ ₂ , n=44	
		до лікування	після	до лікування	після
В'язкість РР, од		1,397±0,011	1,349±0,009 ^a	1,421±0,23	1,409±0,010 ^d
Буферна ємкість РР, од		5,985±0,060	6,143±0,051	5,861±0,057	5,894±0,063 ^d
рН ротової рідини, од.		6,914±0,031	7,058±0,021 ^a	6,861±0,018	6,928±0,021 ^d
Слиновиділення, см ³ /хв		1,218±0,060	1,359±0,033 ^a	1,211±0,026	1,232±0,031 ^b
Активність уреаз РР	мкмоль/дм ³	2,813±0,142	2,196±0,116 ^a	3,028±0,153	2,936±0,117 ^d
	од.	1,371±0,069	1,105±0,064 ^a	1,473±0,079	1,458±0,055 ^d
Активність лізоциму РР	мкг/см ³	69,61±3,71	94,65±4,65 ^a	78,17±3,61	79,41±3,82 ^d
	од.	0,719±0,031 ^c	0,979±0,048 ^a	0,816±0,033	0,811±0,046 ^d
Ступінь дисбіозу РР, од		2,414±0,091	1,959±0,047 ^a	2,532±0,079	2,219±0,108 ^{b, d}
Гріна-Верміліона індекс		0,443±0,032	0,308±0,037 ^a	0,396±0,044	0,373±0,041
P.Silness – H.Loe індекс		0,483±0,021	0,358±0,033 ^a	0,487±0,051	0,456±0,045
Рівень галітозу, ppt		118,5±4,2	123,7±6,4	126,8±7,1	133,5±8,7

Примітка: РР – ротова рідина; АВ₁ – найбільш комплаєнтний та АВ₂ - найменш комплаєнтний комплекс стоматологічних матеріалів, застосованих для виготовлення зубних протезів; ^a – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₁; ^b – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₂; ^c – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп до лікування; ^d – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп після лікування.

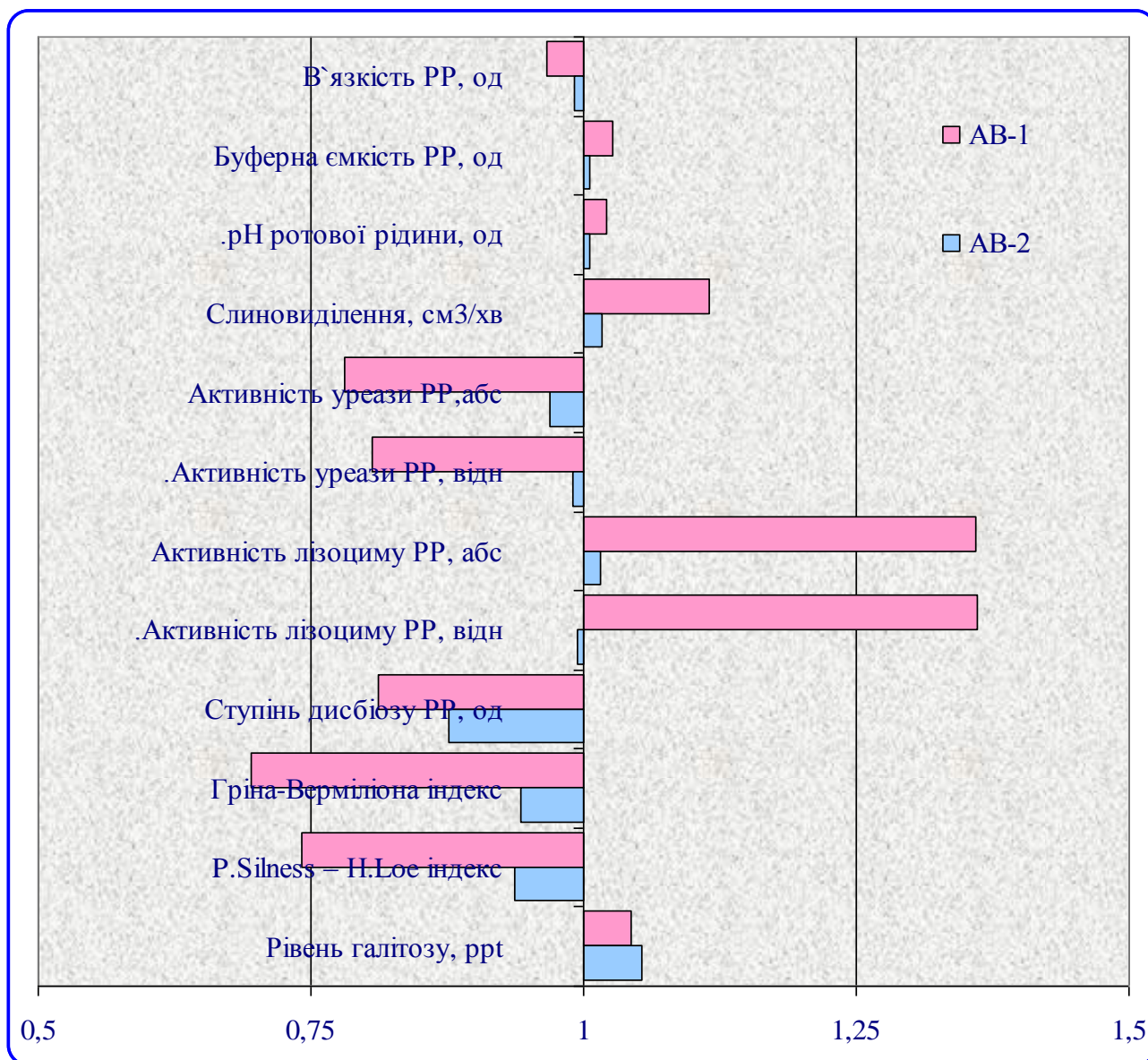


Рис.6.3.Зміни стану ротової рідини, гігієни порожнини рота, тканин пародонта та показника галітозу при лікуванні бюгельними протезами, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня комплаєнтності

Отже, лише у разі використання висококомплаєнтного комплексу стоматологічних матеріалів для виготовлення бюгельних протезів можуть досягатися позитивні зміни біологічного середовища РП, що проявляється збільшенням ємкості бікарбонатного буфера та зменшенням в'язкості РР на тлі зростання швидкості саливації.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування бюгельними протезами виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожни-

ни після лікування серед пацієнтів з висококомплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення пластмасових коронок. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазы достовірно зменшився з $(1,371 \pm 0,069)$ од до $(1,105 \pm 0,064)$ од, $p < 0,05$, тоді як в групі порівняння ці зміни – менш виразні та лише з тенденцією до зменшення (див. табл. 6.4). Аналіз індексу дисбіозу РП виявив відсутність впливу рівня комплаєнтності на мікробіоценоз РП при протезуванні бюгельними протезами. Це можна пояснити, з одного боку - відсутністю достовірного підвищення рівня лізоциму в групі пацієнтів АВ₂ (до лікування – $(78,17 \pm 3,61)$ мкг/см³, після – $(79,41 \pm 3,82)$ мкг/см³), а з іншого – значним ($p < 0,001$) його зростанням серед пацієнтів групи АВ₁ (до лікування – $(69,61 \pm 3,71)$ мкг/см³, після – $(94,65 \pm 4,65)$ мкг/см³). На цьому тлі, після лікування пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні зміни щодо покращення стану гігієни ротової порожнини (до лікування – $(0,443 \pm 0,032)$ од; після лікування – $(0,308 \pm 0,037)$ од), тоді як у пацієнтів групи АВ₂ цього не зареєстровано (до – $(0,396 \pm 0,044)$ од ; після лікування – $(0,373 \pm 0,041)$ од). Окрім того, серед пацієнтів групи АВ₁ зареєстроване достовірне ($p < 0,05$) покращення стану тканин пародонту – зміна індексу Р.Silness – Н.Loe з $(0,483 \pm 0,021)$ од до $(0,358 \pm 0,033)$ од, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс на етапах лікування практично не змінився (до – $(0,487 \pm 0,051)$ од, після – $(0,456 \pm 0,045)$ од, $p > 0,05$).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється ефект лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення бюгельних протезів відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами у ранговій послідовності (рис. 6.3):

- достовірним ($p < 0,001$) зростанням активності лізоциму РР на 32-34%;
- достовірним ($p < 0,050$) зниженням ГІ на 30-31%.
- достовірним ($p < 0,001$) зменшення активності уреазы РР на 20-22%;
- достовірним ($p < 0,010$) зменшення рівня дисбіозу РП на 18-19%;
- достовірним ($p < 0,05$) збільшенням швидкості салівації на 11-12%;

6.2. Ефективність удосконаленого лікування знімними ортопедичними конструкціями з добором комплаєнтних комплексів «матеріали - конструкція»

Частково знімні пластинчасті зубні протези.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування ЧЗПЗП виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з висококомплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення цих протезів. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазы зменшився з $(2,834 \pm 0,121)$ од. до $(2,018 \pm 0,098)$ од, тоді як в групі порівняння – навпаки: активність уреазы зросла з $(3,308 \pm 0,128)$ од. до $(4,119 \pm 0,136)$, $p < 0,05$; (табл. 6.5).

Аналіз індексу дисбіозу РП виявив більш виразні достовірні зміни саме в групі А₁ (до лікування – $(2,317 \pm 0,069)$ од., після – $(1,879 \pm 0,052)$ од., $p < 0,001$), серед пацієнтів котрої показники дисбіозу зменшились більш виразно, ніж в порівнюваній групі А₂ (відповідно, $(2,437 \pm 0,078)$ од та $(2,211 \pm 0,053)$ од., $p < 0,01$). Це можна пояснити різними темпами зростання рівня лізоциму серед пацієнтів групи А₁ (до лікування – $(0,584 \pm 0,024)$ од., після – $(0,610 \pm 0,032)$ од.) та пацієнтів групи А₂ (до лікування – $(0,712 \pm 0,037)$ од., після – $(0,775 \pm 0,028)$ од, $p > 0,05$).

Водночас, після лікування пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні зміни щодо покращення ($p < 0,05$) стану гігієни ротової порожнини (до лікування – $(2,031 \pm 0,029)$ од; після лікування – $(1,574 \pm 0,043)$ од), тоді як у пацієнтів групи АВ₂, навпаки – зареєстровано погіршення ($p < 0,01$) стану гігієни ротової порожнини за індексом Гріна-Верміліона (до – $(1,943 \pm 0,034)$ од ; після лікування – $(2,115 \pm 0,052)$ од). Окрім того, серед пацієнтів групи АВ₁ зареєстроване достовірне ($p < 0,05$) покращення стану тканин пародонту – зміна індексу Р.Silness – Н.Лое з $(1,114 \pm 0,032)$ од до $(0,967 \pm 0,048)$ од, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс достовірно зріс з $(1,034 \pm 0,036)$ од. до $(1,217 \pm 0,047)$ о.д, $p < 0,01$).

Таблиця 6.5

Показники ротової рідини, гігієни порожнини рота, стану тканин пародонта та рівня галітозу на етапах лікування частково знімними пластинчастими протезами з різним рівнем конструкційної комплаєнтності

Показники		Варіанти клінічного застосування комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»			
		АВ ₁ , n=26		АВ ₂ , n=29	
		до лікування	після	до лікування	після
В'язкість РР, од		1,537±0,021 ^c	1,467±0,015 ^a	1,398±0,031	1,387±0,014 ^d
Буферна ємкість РР, од		5,985±0,031	6,143±0,027 ^a	5,861±0,040	5,894±0,035 ^d
рН ротової рідини, од.		6,914±0,054	7,058±0,057 ^a	6,891±0,038	6,928±0,043
Слиновиділення, см ³ /хв		1,218±0,043	1,359±0,035 ^a	1,211±0,026	1,232±0,031 ^d
Активність уреаз РР	мкмоль/дм ³	2,834±0,121 ^c	2,018±0,098 ^a	3,308±0,128	4,119±0,136 ^{b, d}
	од.	1,369±0,053 ^c	1,231±0,039 ^a	1,473±0,039	1,458±0,037 ^d
Активність лізоциму РР	мкг/см ³	53,8±4,31	70,43±6,18 ^a	61,7±4,13	73,65±3,21 ^b
	од.	0,584±0,024 ^c	0,610±0,032 ^a	0,712±0,037	0,775±0,028 ^d
Ступінь дисбіозу РР, од		2,317±0,069	1,879±0,052 ^a	2,437±0,078	2,211±0,053 ^{b, d}
Гріна-Верміліона індекс		2,031±0,029 ^c	1,574±0,043 ^a	1,943±0,034	2,115±0,052 ^{b, d}
Р.Silness – Н.Loe індекс		1,114±0,032	0,967±0,048 ^a	1,034±0,036	1,217±0,047 ^{b, d}
Рівень галітозу, ppt		139,3±3,2	136,5±4,6 ^a	144,8±3,6	159,7±3,8 ^{b, d}

Примітка: РР – ротова рідина; АВ₁ – найбільш комплаєнтний та АВ₂ - найменш комплаєнтний комплекс стоматологічних матеріалів, застосованих для виготовлення зубних протезів; ^a – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₁; ^b – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₂; ^c – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп до лікування; ^d – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп після лікування.

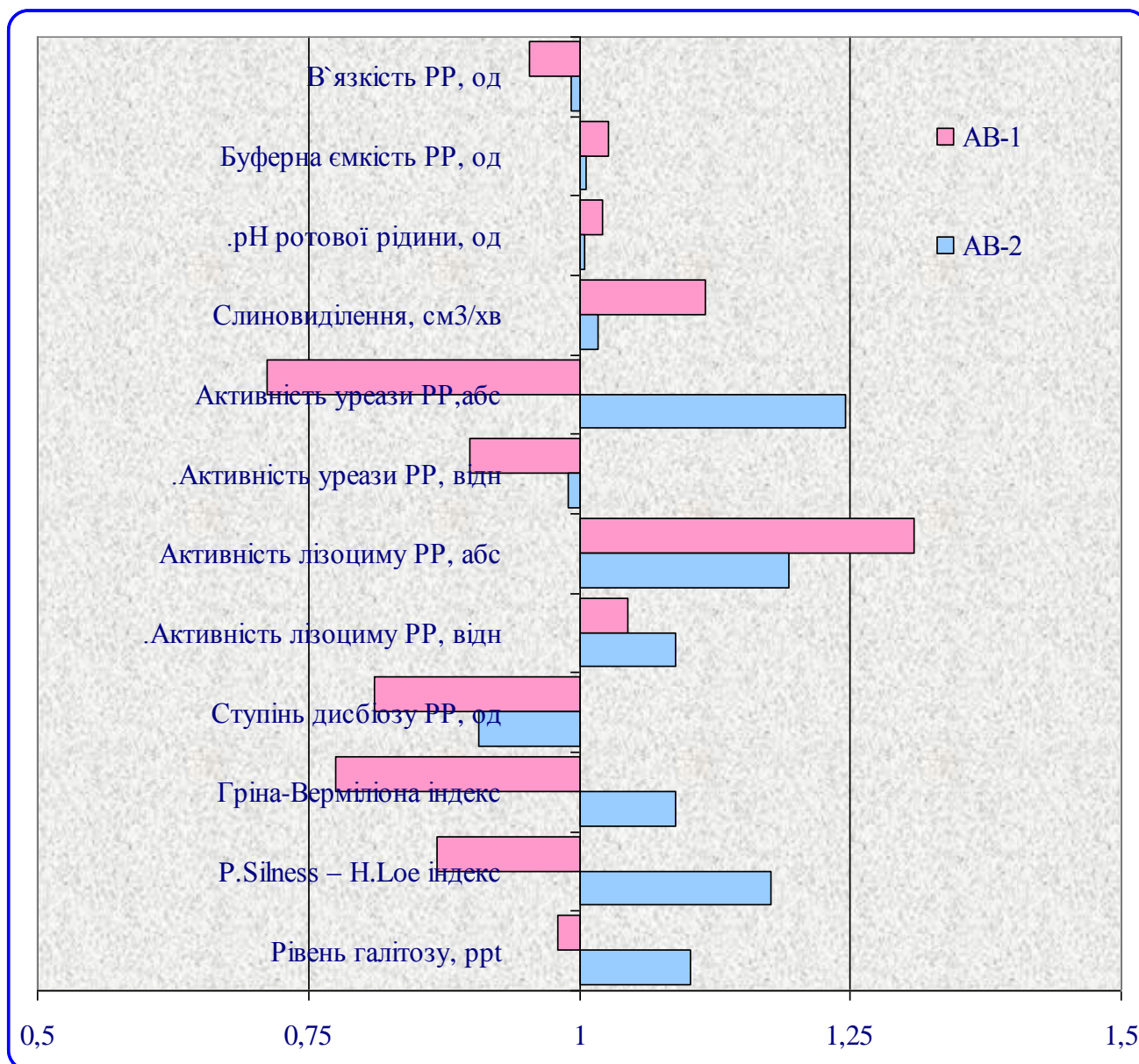


Рис.6.4.Зміни стану ротової рідини, гігієни порожнини рота, тканин пародонта та показника галітозу при лікуванні частково знімними пластинчастими протезами, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня комплаєнтності (стандартизовані показники; пояснення в тексті)

Повні знімні пластинчасті зубні протези. Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування ПЗПЗП виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з висококомплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення цих протезів.

Таблиця 6.6

Показники ротової рідини, гігієни порожнини рота, стану тканин пародонта та рівня галітозу на етапах лікування повними знімними зубними протезами, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня конструкційної комплаєнтності

Показники		Варіанти клінічного застосування комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція»			
		АВ ₁ , n=24		АВ ₂ , n=27	
		до лікування	після	до лікування	після
В'язкість РР, од		1,41±0,02	1,31±0,02	1,32±0,01	1,29±0,02
Буферна ємкість РР, од		4,87±0,03	5,12±0,06	4,55±0,04	4,64±0,06
рН ротової рідини, од.		6,12±0,02	6,28±0,05	6,08±0,03	6,14±0,02
Слиновиділення, см ³ /хв		1,24±0,02	1,32±0,03	1,10±0,03	1,18±0,04
Активність уреаз РР	мкмоль/дм ³	2,76±0,12	2,35±0,14	3,10±0,10	2,95±0,14
	од.	1,40±0,05	1,10±0,07	1,44±0,06	1,28±0,08
Активність лізоциму РР	мкг/см ³	52,4±4,6	60,5±5,3	61,5±5,1	68,7±5,9
	од.	0,58±0,03	0,61±0,04	0,71±0,04	0,77±0,06
Ступінь дисбіозу РР, од		2,6±0,03	2,8±0,04	2,5±0,02	3,4±0,03
Гріна-Верміліона індекс		2,13±0,04	1,97±0,03	1,89±0,03	1,93±0,05
Рівень галітозу, ppt		121,3±3,4	139±5,1	122,1±3,6	138,5±4,3

Примітка: РР – ротова рідина; АВ₁ – найбільш комплаєнтний та АВ₂ - найменш комплаєнтний комплекс стоматологічних матеріалів, застосованих для виготовлення зубних протезів; ^a – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₁; ^b – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками до та після лікування з використанням АВ₂; ^c – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп до лікування; ^d – достовірні відмінності на рівні p<0,05 між відповідними показниками клінічних груп після лікування.

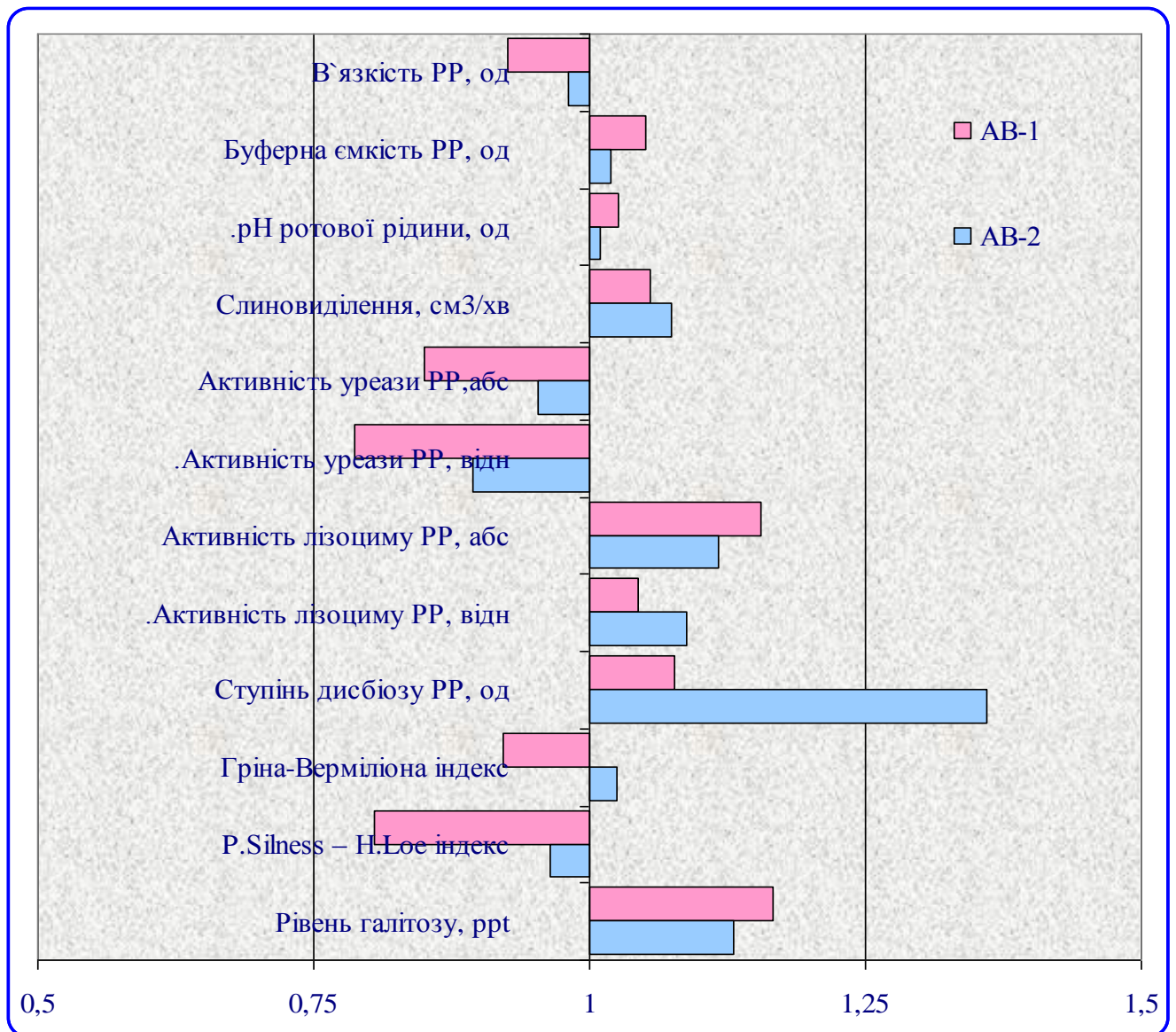


Рис.6.5.Зміни стану ротової рідини, гігієни порожнини рота, тканин пародонта та показника галітозу при лікуванні повними знімними зубними протезами, що виготовлені із стоматологічних матеріалів різного рівня комплаєнтності (стандартизовані показники; пояснення в тексті)

Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазу зменшився з $(2,76 \pm 0,12)$ од. до $(2,35 \pm 0,14)$ од, тоді як в групі порівняння активність уреазу практично не змінилась (відповідно становила $(3,10 \pm 0,10)$ од. до $(2,95 \pm 0,14)$, $p > 0,05$; див. табл. 6.6).

Аналіз індексу дисбіозу РП виявив більш виразні зміни саме в групі А₂ (до лікування – $(2,6 \pm 0,03)$ од., після – $(2,8 \pm 0,04)$ од., $p > 0,05$), тоді як серед паці-

ентів групи A_2 показники дисбіозу зросли більш виразно (відповідно, $(2,5 \pm 0,02)$ од та $(3,4 \pm 0,03)$ од., $p < 0,001$). Це можна пояснити практичною відсутністю зростання рівня активності лізоциму серед пацієнтів порівнюваних груп). Слід також зазначити, що в група пацієнтів A_2 не зареєстровано зменшення в'язкості ротової рідини та підвищення її буферної ємкості, а в групі A_1 зміни цих показників були мінімальними, хоча і достовірними на рівні $p < 0,05$.

Водночас, після лікування пацієнтів групи AB_1 виявлено достовірні зміни щодо покращення ($p < 0,01$) стану гігієни ротової порожнини (до лікування – $(2,13 \pm 0,04)$ од; після лікування – $(1,97 \pm 0,03)$ од), тоді як серед пацієнтів групи AB_2 , динаміки щодо покращення гігієни ротової порожнини за індексом Гріна-Верміліона не зареєстровано ($p < 0,05$).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється ефект лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення ПЗПП відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами у наступній ранговій послідовності (див. рис. 6.5):

- достовірним ($p < 0,001$) зменшення активності уреазі РР на 14-15%;
- достовірним ($p < 0,001$) зниженням гігієнічного індексу на 8-10%.

Окрім наведених достовірних переваг добору висококомплаєнтних варіантів, відмічаємо, що застосування системи стоматологічних матеріалів для виготовлення ПЗПП, як з високим, так і з низьким рівнем комплаєнтності призводить до зростання рівня галітозу на 13-16,0%.

Виходячи із результатів власних досліджень, що викладені у поточному розділі, маючи на меті визначення достовірних клінічних ефектів від застосування обґрунтованого добору зубо-технічних матеріалів для виготовлення конструкцій зубних протезів розраховані відносні показники по кожному із індикаторів оцінки впливу ЗП на стан порожнини рота (табл. 6.7.).

Слід зазначити, що у таблиці наведені статистично доведені відмінності впливу протезування за AB_1 та AB_2 .

Таблиця 6.7

Основні доведені у дослідженні клінічні ефекти (у %) застосування ортопедичних конструкцій з висококомплаєнтним добром зубо-технічних матеріалів для їх виготовлення

Критерії оцінки ортопедичних конструкцій на стан ротової порожнини	Види ортопедичних конструкцій				
	ПЗПП	ЧЗПП	БП	ПМП	ПК
В'язкість РР, од	8,5 ↓	5,0↓	4,5↓	4,7↓	30,4↓
Буферна ємкість РР, од	5,0↑	-	7,8↑	6,2↑	5,0↑
pН ротової рідини, од.	7,4↑	-	8,0↑	8,1↑	8,4↑
Слиновиділення, см3/хв	4,5↑	11,6 ↑	11,5↑	20,1↑	28,9↑
Активність уреаз РР	15,0↓	29,8 ↓	22,0↓	31,3↓	31,6↓
Активність лізоциму РР, абс	15,4↑	30,9 ↑	35,9↑	-	24,3↑
Ступінь дисбіозу РР, од	7,7↑	19,0↓	28,9↓	34,6↓	40,5↓
Гріна-Верміліона індекс	7,9↑	23,5 ↓	30,5↓	41,2↓	-
P.Silness – H.Loe індекс	-	14,2↓	25,6↓	15,6↓	18,9↓
Рівень галітозу, ppt	16,7↑	-	-	7,8↓	8,0↓

Примітка: кольором виділені позитивні (зелений колір) та негативні (червоний) ефекти лікування зубними протезами; ПК – пластмасова коронка, ПМК – пластмасовий мостоподібний протез, БП – бюгельний протез, ЧЗПП – частково знімний пластинчастий протез, ПЗПП – повний знімний пластинчастий протез

Так, при протезуванні пластмасовими коронками з використанням АВ₁ ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини досягається наступним перші три ранги (у зменшуванні послідовності): зменшення рівня дисбіозу, зменшення активності уреаз, зменшення в'язкості ротової рідини.

При протезуванні пластмасовими мостоподібними протезами з використанням АВ₁ ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини досягається наступним перші три ранги (у зменшуванні послідовності): покращення гігієни порожнини рота (зменшення індексу Гріна-Верміліона), зменшення рівня дисбіозу, зменшення активності уреаз.

При протезуванні бюгельними протезами з використанням АВ₁ ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини досягається наступним перші три ранги (у зменшуванні послідовності): зростання активності лізоциму ротової рідини, покращення гігієни порожнини рота (зменшення індексу Гріна-Верміліона), зменшення рівня дисбіозу.

При протезуванні частково знімними пластинчастими зубними протезами з використанням АВ₁ ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини досягається наступним перші три ранги (у зменшуванні послідовності): зростання активності лізоциму ротової рідини, зменшення активності уреаз покращення гігієни порожнини рота (зменшення індексу Гріна-Верміліона).

При протезуванні повними знімними пластинчастими зубними протезами з використанням АВ₁ ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини досягається наступним перші три ранги (у зменшуванні послідовності): зростання проявів галітозу, зростання активності лізоциму ротової рідини, зменшення активності уреаз.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі опубліковані у наукових фахових виданнях та найшли відображення у тезах доповідей і обговоренні на науково - практичних конференціях, семінарах тощо:

1. Янішен І.В. Сравнительная клиническая оценка адгезивного крема «Стомафикс» / В.П. Голик, І.В. Янішен, В.Г. Томілін, О.С. Фадєєва, С.В. Кар-

пенко // Український медичний альманах. – 2009. – Том 12, № 1. – С. 49-52. Здобувачем здійснена узагальнена оцінка адгезивних кремів, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів.

2. Янішен І.В. Клініко-технологічні передумови удосконалення лікування із застосування тимчасових ортопедичних конструкцій / В.П. Голік, А.В. Ярова, І.В. Янішен // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – Вип. 2, Том 1(107). – С. 104-110. Здобувачем за результатами проведеного ортопедичного лікування узагальнено вплив властивостей конкретних зубо-технічних матеріалів на ефективність ортопедичного лікування.

3. Янішен І.В. Галітоз, як проблема клінічної стоматології: частота і тяжкість у пацієнтів на етапах ортопедичного лікування / І.В. Янішен, О.С.Масловський // Медицина сьогодні і завтра. – 2015. – №.1(66). – С. 126-129. Здобувачем за результатами лікування виявлена частота та тяжкість проявів галітозу.

4. Янишен И.В. Клиническое изучение жевательного давления на этапах ортопедического лечения съёмными протезами / И.В. Янишен // Наука и здравоохранение. Казахстан. – 2015. – №.3. – С.70-79.

5. Янишен И.В. Оценка влияния уровня снижения остаточного мономера в несъёмных протезах из акриловых пластмасс на иммунометаболический профиль пациентов / И.В. Янишен // Стоматолог. Беларусь. – 2015. – №3(18). – С. 37-42.

6. Янішен І.В. Клініко-орієнтовані технології забезпечення якості лікування пацієнтів пластмасовими мостоподібними протезами / І.В. Янішен // Вісник проблем біології та медицини. – 2015. – Вип.3, Том 2(123). – С. 381-386.

7. Янішен І.В. Клініко-орієнтовані технології забезпечення якості лікування пацієнтів бюгельними протезами / І.В. Янішен // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Вип.3(51). – С. 57-61.

8. Янішен І.В. Клініко-орієнтовані технології забезпечення якості ортопедичного лікування незнімними конструкціями: тимчасові коронки / В.П. Голік,

А.В. Ярова, І.В. Янішен. – Харків: ФОП Бровін О.В., 2015. – 136 с. Здобувачем виконано обґрунтування, розробку матеріалу та удосконалено клініко-лабораторний етап для зменшення впливу залишкового мономеру; проведено ортопедичне лікування з аналізом його ефективності за індикативними показниками стану ротової рідини та тканин пародонту.

9. Янішен И.В. Клиническое изучение эффективности применения специальных кремов для фиксации съёмных пластиночных протезов / В.П. Голик, И.В. Янішен, С.В. Черняев, Ю.И. Довгопол, С.О. Фадеева, С.В. Карпенко // Стоматологинфо. – 2009. – Январь 2009 г. – С. 12-16. Здобувачем проведено ортопедичне лікування беззубих пацієнтів, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних.

10. Янішен І.В. Якість життя у системі оцінки лікування в ортопедичній стоматології: методологічні та клінічні аспекти / І.В. Янішен, В.П. Голік, А.В. Ярова // Інноваційні технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Харків, 30-31 жовтня 2009 р. – Харків, 2009. – С. 259-260. Здобувачем проведено лікування пацієнтів, анкетування за опитувальниками якості життя, здійснено опрацювання даних.

11. Янішен И.В. Концепция исследования качества жизни / В.П. Голик, И.В. Янішен, С.О. Фадеева, О.В. Мовчан // Інноваційні технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Харків, 30-31 жовтня 2009 р. – Харків, 2009. – С. 268-270. Здобувачем запропоновані опитувальники якості життя в клініці ортопедичної стоматології.

12. Yanishen I.V. The fixing system of facing polymer for cast dentures / V.P. Golik, I.V. Yanishen, N.M. Breslavets // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015г. – Харьков, 2015. – С. 71. Здобувачем здійснено узагальнену оцінку облицювальних акрилових матеріалів, статистичне опрацювання даних.

13. Yanishen I.V. Evaluation physical and mechanical properties of acrylic plastics polymerized with cold temperature / I.V. Yanishen, O.L. Fedotova // Фармацевтичні та медичні науки: актуальні питання: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Дніпропетровськ, 10-11 квітня 2015р. / ОНМД «Salutem». - Дніпропетровськ, 2015. - С. 35-36. Здобувачем виконано ортопедичне лікування пацієнтів, здійснено узагальнену оцінку, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів.

14. Янішен І.В. Клінічно - орієнтовані технології забезпечення якості лікування пацієнтів пластмасовими коронками / І.В. Янішен, І.М. Ярина, О.Л. Федотова // Сучасна медицина: актуальні проблеми, шляхи вирішення та перспективи розвитку: Матеріали науково-практичної конференції, Одеса, 7-8 серпня, 2015р. / ГО «Південна фундація медицини». – Одеса, 2015. – С. 81-85. Здобувачем забезпечена якість ортопедичного лікування пацієнтів пластмасовими коронками за рахунок інноваційних розробок зубо-технічних матеріалів, здійснено написання тез, статистичне опрацювання даних.

15. Янішен І.В. Забезпечення якості лікування пацієнтів пластмасовими мостоподібними протезами з доббором комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція» / І.В. Янішен, І.М. Ярина, О.Л. Федотова // Медична наука та практика: виклики і сьогодення: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Львів, 21-22 серпня 2015р. / ГО «Львівська медична спільнота». – Львів, 2015. – С. 48-51. Здобувачем обґрунтований добір комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція», виконано ортопедичне лікування пацієнтів.

АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Аналіз сучасних напрямків розвитку медицини та ортопедичної стоматології зокрема свідчить на користь нагальної необхідності розробки та впровадження ефективних засобів профілактики, лікування та реабілітації у практику надання медичної допомоги [376, 377, 378, 379].

Особливе значення має розробка доказових технологій добору ЗТМ при виготовленні конструкцій зубних протезів, що впливає на якість лікування та тривалість клінічної експлуатації ортопедичних конструкцій.

Водночас, в клінічній практиці ортопедичної стоматології першочергове значення відводиться, як якості ЗТМ, так і лабораторному етапу виготовлення власне ортопедичних конструкцій [380, 381, 382, 383].

З цих прозицій актуальним є урахування значної кількості властивостей ЗТМ, які використовуються при виготовленні конструкції. Вважається доведеним, що виготовлення ОК навіть із найкращих ЗТМ може не забезпечувати високу якість конструкції та необхідну якість ортопедичного лікування [384, 385].

Саме тому багаторівневий підхід до забезпечення якості лікування може бути забезпечений за умов обгрунтованого добору комплексу ЗТМ з урахуванням клініко-технологічної узгодженості (комплаєнтності) системи «матеріали - конструкція». Виходячи із цих концептуальних підходів, у проведеному дослідженні послідовно виконані завдання: вивчення факторів та причин зниження якості ОК, порівняльної багатфакторної оцінки якості ЗТМ, обгрунтованого добору комплексу ЗТМ та оцінки ефективності лікування із використанням ортопедичних конструкцій, що виготовлені із комплексу ЗТМ різного рівня комплаєнтності [386, 387, 388, 389].

Виконання основних задач дослідження здійснено із застосуванням методів, що базувались на спеціально опрацьованій програмі (див. рис. 2.1), яка складалась із наступних основних етапів:

- на першому етапі, на основі проведення клініко-популяційного аналізу безпосередніх, віддалених результатів ОЛ та клініко - технологічної якості ОК виконано шляхом обстеження репрезентативної сукупності пацієнтів, яким у 10 ЛПЗ 75 лікарями та 103 зубними техніками було виготовлено 68391 ЗП. Для виконання цієї задачі опрацьована спеціальна картка (форма НДР-03); аналізувалися результати безпосереднього огляду пацієнтів та експертної оцінки ортопедичної конструкції, виконано аналіз медичних карток стоматологічних хворих (Ф №043/о) за період 2006-2010 рр.;

- на другому - проведено порівняльний багатofакторний кваліметричний аналіз на прикладі 51 ЗТМ вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 13110 лабораторних досліджень): відбиткових матеріалів, облицювальних матеріалів для незнімних конструкцій, акрилових пластмас для тимчасових конструкцій та інших конструкційних і допоміжних матеріалів; а також, оцінка клініко-технологічної якості цих ЗТМ за єдиною методикою;

- на третьому - досліджена система удосконалення якості лікування хворих із застосуванням ОК за рахунок оптимізації клініко-лабораторного етапу їх виготовлення і обґрунтованого добору ЗТМ з різним рівнем комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» (10206 клініко-технологічних варіантів), для чого за результатами клініко-лабораторних досліджень базових фізико-механічних властивостей ЗТМ для кожної із конструкцій опрацьовані «Карти оптимальної технологічної відповідності»;

- на четвертому - розроблено та апробовано алгоритми обґрунтованого добору ЗТМ для виготовлення конкретних ОК і опрацьовано «Професійну клінічну систему добору зубо-технічних матеріалів», з використання якої обрано 40 варіантів з альтернативними рівнями комплаєнтності;

- на п'ятому - виконано ортопедичне лікування 271 пацієнта з обґрунтованим добром системи «матеріали-конструкція» і виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування різними типами констру-

кцій зубних протезів (ПК – 50, МПП – 87, ЧЗПП – 55, ПЗПП - 51) за індикативними показниками стану РП.

Ефективність клінічного застосування системи конструкційних та допоміжних матеріалів у забезпеченні якості лікування ортопедичними конструкціями вивчена на кількох рівнях: на першому – дослідження клініко-функціональної ефективності конструкцій зубних протезів; на другому – дослідження клініко-технологічної ефективності матеріалів; на третьому – порівняльна клініко - економічна оцінка технологічного комплексу «конструктивні та допоміжні матеріали»; на четвертому – оцінка впливу лікування зубними протезами на показники якості життя пацієнтів.

У розділі 3 «Клініко - популяційний аналіз та прогнозування якості ортопедичних конструкцій зубних протезів на етапах їх клінічної експлуатації» викладено результати вивчення клініко - технологічної якості ортопедичних конструкцій зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва, що здійснено за комплексною програмою та передбачало вивчення наступних видів протезів: 20329 штучних коронок (пластмасові – 13304 од; комбіновані по Белкіну, Бородюку, Ахметову – 7025 од), 15621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9789 од; комбінованих – 5832 од), 23538 пластинкових протезів (часткових – 11340 од; повних – 12190 од) та 8903 бюгельних протезів (з фіксуючими елементами у вигляді кламерів системи Нея – 7100 од та з замковою фіксацією – 1803 од).

Критеріями оцінки якості конструкцій зубних протезів у ранньому (до 24 міс клінічної експлуатації) та віддаленому (понад 24 міс клінічної експлуатації) періодах вибрані наступні індикатори: зміна кольору, наявність тріщин, розцементування, поломка конструкції, порушення її форми за рахунок стирання, тріщини базису, порушення фіксації знімних протезів. Формою інформаційного забезпечення дослідження стали результати експертної оцінки, що виконана по картах амбулаторного пацієнта (ф.043/о) 10 лікувально-профілактичних закладів Харківської області: загальна кількість проаналізованих конструкцій зубних протезів – 68391 од; загальна кількість лікарів - ортопедів - стоматологів склала 75 осіб, зубних техніків – 103 особи (з розрахунком середньозваженого рівня).

Наведене дозволило при виконанні дослідження урахувати основні закономірності щодо структури ортопедичних конструкцій, впливу кваліфікації лікарів та зубних техніків на частоту та характер показників зниження якості конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації.

Для кожної із конструкцій зубних протезів по визначеним індикаторам оцінки якості розраховано абсолютні та відносні показники, зокрема показник частот для кожної із ознак зниження якості (у відсотках до загальної кількості даного виду ортопедичної конструкції ($P \pm m$) %), а по кожному виду зубних протезів визначено індекс клініко – технологічної якості конструкції (співвідношення кількості конструкцій зі зниженою якістю до загальної кількості ознак зниження їх якості - $I_{тя}$); також, по кожному із видів зубних протезів розраховано рівень експлуатаційної якості конструкції ЕЯК (питома вага зубних протезів, придатних для клінічної експлуатації).

Маючи на меті вивчення безпосередніх та віддалених результати і виконання клініко-технологічної оцінки якості лікування хворих із застосуванням ОК зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва виконано за комплексною програмою на клініко – популяційному рівні впродовж 10 років (на прикладі 11 стоматологічних поліклінік та відділень м. Харкова та Харківської області). У дослідженні враховано основні види ОК, кваліфікацію персоналу ортопедичних кабінетів, зубо-технічних лабораторій та показників зниження якості ОК на етапах їх клінічної експлуатації.

Штучні коронки. Найбільш частою ознакою зниження якості ШК на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.1) є: зміна кольору, розцементування, зміна анатомічної форми, формування тріщин, поломка конструкції. Доведено, що найбільш інформативним індикатором є зміна кольору ШК ($I=0,997$ біт), а інші індикатори розташовуються у послідовності зменшуваної інформативності. Слід зазначити, що між інформативністю індикаторів зниження якості ШК у ранньому та віддаленому періодах виявлені достовірні відмінності на рівні $p < 0,0001$. На етапах клінічної експлуатації цих ОК виконана порівняльна оцінка якості 20329 ШК (пластмасові – 13304 од; комбіновані по Белкіну, Бородюку, Ахметову –

7025 од). Якість штучних коронок (див. табл. 3.13), як з'ясовано у дослідженні визначається тривалістю клінічної експлуатації ОК та їх видом (пластмасові / комбіновані). Так, у РПЕ пластмасові коронки характеризуються більш високим рівнем якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(96,8 \pm 0,8)\%$ та $(92,1 \pm 1,6)\%$, $p < 0,05$), що залежить від загальної частоти окремих проявів зниження якості ОК (для пластмасових – $(3,2 \pm 0,8)\%$; для комбінованих – $(12,0 \pm 2,5)\%$, $p < 0,01$) та питомої ваги ОК з ознаками зниження якості ($I_{\text{ТЯ}}$: для пластмасових – $(1,4 \pm 0,1)\%$; для комбінованих – $(1,3 \pm 0,1)\%$, $p < 0,01$). У віддаленому періоді клінічної експлуатації пластмасові коронки характеризуються більш виразним зменшенням рівня якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(52,9 \pm 3,5)\%$ та $(39,1 \pm 3,7)\%$, $p < 0,05$), що насамперед відбувається за рахунок зростання загальної частоти окремих проявів зниження якості ОК (для пластмасових – $(47,1 \pm 3,5)\%$; для комбінованих – $(77,9 \pm 9,6)\%$, $p < 0,01$); при цьому $I_{\text{ТЯ}}$ залишається стабільним. Якість ШК у ранньому періоді залежить від рівня забезпеченості лікарями ортопедрами – стоматологами другої (та вище) кваліфікаційними категоріями (F_3 : $r_{\text{ХУ}} = -0,325$), а ЗТЛ – зубними техніками I кваліфікаційної категорії, тоді як у віддаленому – виявлено зворотній середньої сили взаємозв'язок з питомою вагою зубних техніків без категорії (F_6 : $r_{\text{ХУ}} = -0,402$) та якістю ОК. На основі виявлених закономірностей опрацьовано спеціальний табличний алгоритм прогнозування зниження якості ШК та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.3).

Мостоподібні протези. Найбільш частою ознакою зниження якості МП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.2 та табл. 3.5) є: зміна кольору, розцементування, формування тріщин, зміна анатомічної форми, поломка конструкції. На етапах клінічної експлуатації виконана порівняльна оцінка якості 15621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9789 од; комбінованих – 5832 од) та доведено, що якість МП залежить від тривалості експлуатації цих ОК (див. табл. 3.5) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором зниження їх якості є зміна кольору МП ($I = 0,912$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. Якість МП (див. табл. 3.13), як з'ясовано у дослідженні також визначається тривалістю клінічної експлуатації конструкції та їх видом (пластмасові / комбіновані).

Так, у ранньому періоді клінічної експлуатації пластмасові МП характеризуються більш високим рівнем якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $(93,9 \pm 1,9)\%$ та $(87,1 \pm 2,1)\%$, $p < 0,01$), що залежить від загальної частоти окремих проявів зниження якості ОК (для пластмасових – $(7,2 \pm 1,9)\%$; для комбінованих – $(14,7 \pm 3,3)\%$, $p < 0,05$) та, на відміну від коронок, $I_{ТЯ}$ МП не залежить від однорідності конструктивного матеріалу ($I_{ТЯ}$: для пластмасових – $(1,2 \pm 0,05)\%$; для комбінованих – $(1,2 \pm 0,1)\%$, $p > 0,05$). У ВПЕ і пластмасові і комбіновані МП характеризуються зменшенням рівня якості ОК (ЯП: відповідно $(55,2 \pm 2,2)\%$ та $(47,0 \pm 1,9)\%$, $p < 0,05$), що відбувається за рахунок зростання загальної частоти окремих проявів зниження якості (для пластмасових – $(69,1 \pm 4,6)\%$; для комбінованих – $(65,2 \pm 5,0)\%$, $p < 0,05$); при цьому $I_{ТЯ}$ достовірно не відрізняється та в середньому становить $1,4 \pm 0,07$. Для МП у РПЕ найбільш значимим виявився вплив кваліфікації лікарів ортопедів - стоматологів, зокрема F_2 ($r_{XY} = -0,918$), F_3 ($r_{XY} = +0,665$), F_4 ($r_{XY} = +0,435$). На основі виявлених закономірностей опрацьовано спеціальний табличний алгоритм прогнозування зниження якості МП та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.6).

Пластинкові протези. Найбільш частою ознакою зниження якості ПП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.3, табл. 3.8) є: порушення фіксації, тріщини базису, поломка конструкції, зміна анатомічної форми та кольору конструкції. Доведено, що зниження якості ПП залежить від тривалості експлуатації (див. табл. 3.8) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором зниження якості є порушення фіксації ПП ($I = 2,116$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. На етапах клінічної експлуатації виконана порівняльна оцінка якості 23538 пластинкових протезів (часткових – 11340 од; повних – 12190 од) та доведено, що (див. табл. 3.14) часткові та повні конструкції дещо відрізняються індексом технологічної якості та частотою окремих ознак її зниження залежно від етапу клінічної експлуатації протеза. Так, у РПЕ часткові пластинкові протези характеризуються різними рівнями технологічної якості ($I_{ТЯ}$: для часткових – $(1,2 \pm 0,06)\%$; для повних – $(2,6 \pm 0,1)\%$, $p < 0,001$) та однаковою якістю (ЯП: відповідно $(98,1 \pm 0,5)\%$ та $(98,5 \pm 0,5)\%$, $p > 0,05$), що пояснюється більшою кількістю

ознак зниження якості повних ПП при однаковій частоті повторного ортопедичного лікування. Це можна пояснити раннім протезуванням після вилучення зубів, більш високим тиском на тканини протезного ложа, що може спричиняти атрофію альвеолярного паростка вже у РПЕ. У ВПЕ виявлено зниження ($p < 0,05$) технологічної якості ПП, у більшій мірі – повних ($1,6 \pm 0,1$), ніж часткових ($1,3 \pm 0,1$). Тоді як зменшенням показника якості – навпаки (ЯП: часткові - ($46,7 \pm 2,0$)% та повні - ($58,4 \pm 5,5$)%, $p < 0,05$). Отже повні ПП, порівняно не так часто, як часткові потребують заміни у ВПЕ, однак кількість проявів зниження якості повних ПП – достовірно більша. Якість ПП залежить також від кваліфікації персоналу ОК та ЗТЛ: F_2 ($r_{XY} = -0,378$), F_4 ($r_{XY} = -0,513$), F_6 ($r_{XY} = -0,256$). Прогнозування змін якості ПП можна виконувати на основі опрацьованого табличного алгоритму прогнозування зниження якості ПП з використанням шкали оцінки якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.9).

Бюгельні протези. Доведено, що найбільш частою клінічною ознакою зниження якості БП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3.4, табл. 3.11) є: порушення фіксації, поломка конструкції, тріщини базису, зміна анатомічної форми штучних зубів та кольору. Визначено (див. табл. 3.11), що зниження їх якості залежить від тривалості експлуатації БП та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є порушення фіксації БП ($I = 0,161$ біт). Оцінка результатів клінічної експлуатації БП (див. табл. 3.15) свідчить, що частота зниження якості цього типу ОК визначається видом фіксації протеза та лише у віддаленому періоді. Однак, у РПЕ виявлені відмінності між протезами з різним видом фіксації за індексом технологічної якості конструкції ($I_{тя}$: кламер – ($1,4 \pm 0,06$)%; замок – ($1,2 \pm 0,07$)%, $p < 0,05$). У ВПЕ бюгельних протезів виявлено зниження ($p < 0,05$) їх технологічної якості, у більшій мірі – з замковою фіксацією ($2,3 \pm 0,1$), ніж у вигляді кламера ($1,7 \pm 0,1$). Тоді як зменшення показника якості ортопедичної конструкції – навпаки (ЯП: кламер - ($95,7 \pm 0,30$)% та замок - ($96,9 \pm 0,52$)%, $p < 0,05$). Слід зазначити, що БП, порівняно з іншими ОК зубних протезів характеризуються найбільшими рівнями якості як на ранньому етапі їх клінічної експлуатації, так і у віддалені терміни (див. рис. 3.5). Слід зазначити, що якість БП у більшій

мірі визначається кваліфікацією зубних техніків F_7 ($r_{XY}=-0,400$), F_8 ($r_{XY}=+0,482$), ніж кваліфікацією лікарів ортопедів – стоматологів F_2 ($r_{XY}=-0,509$). Для прогнозування якості БП опрацьовано спеціальний табличний алгоритм та запропонована шкала оцінки якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 3.12).

Таким чином, у розділі вичерпно викладені наукові здобутки щодо вивчення безпосередніх та віддалених результатів з виконанням клініко - технологічної оцінки якості лікування хворих із застосуванням ОК зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва та визначені основні клініко-технологічні фактори, що впливають на якість лікування.

Клініко - популяційний аналіз причин зниження якості ортопедичних конструкцій дозволив виявити низку впливових факторів; з'ясовано, що вплив цих факторів у ранньому та віддаленому періодах – різниться (рис.3.6). Так, у ранньому періоді клінічної експлуатації визначальними факторами якості конструкцій є структура кадрового забезпечення лікарями стоматологічних поліклінік, зокрема – індекс кадрового забезпечення (F_9 : $КС=0,727$) та питома вага ортопедів - стоматологів першої кваліфікаційної категорії (F_2 : $КС=0,453$), тоді як у віддаленому найбільш впливовий фактор – кваліфікація зубних техніків: питома вага зубних техніків без кваліфікаційної категорії (F_8 : $КС=0,517$).

Зважаючи на те, що на якість ортопедичних конструкцій можуть впливати різні фактори, виконано багатофакторний кореляційний аналіз (метод парної кореляції по Спірмену) для кожного із виду конструкцій (табл. 3.16).

Для забезпечення якості коронок у ранньому періоді найбільш значимими є рівень забезпеченості ЛПЗ лікарями ортопедами – стоматологами другої (та вище) кваліфікаційним категоріями (F_3 : $r_{XY}=-0,325$) та зубними техніками першої кваліфікаційної категорії, а у віддаленому виявлено зворотній середньої сили взаємозв'язок з питомою вагою зубних техніків без категорії (F_6 : $r_{XY}=-0,402$). Для мостоподібних протезів у ранньому періоді їх клінічної експлуатації найбільш значимим виявився вплив кваліфікації лікарів ортопедів - стоматологів, зокрема F_2 ($r_{XY}=-0,918$), F_3 ($r_{XY}=+0,665$), F_4 ($r_{XY}=+0,435$).

Дещо інші закономірності виявлені для знімних пластинкових протезів, а саме: F_2 ($r_{XY}=-0,378$), F_4 ($r_{XY}=-0,513$), F_6 ($r_{XY}=-0,256$). Слід зазначити, що якість бюгельних протезів у більшій мірі визначається кваліфікацією зубних техніків F_7 ($r_{XY}=-0,400$), F_8 ($r_{XY}=+0,482$), ніж кваліфікацією лікарів ортопедів – стоматологів F_2 ($r_{XY}=-0,509$).

Як продемонстровано на корелограмі взаємозв'язків індексу технологічної якості (див. рис. 3.7), в узагальненому вигляді можна дійти висновку, що найбільш значимим фактором якості виготовлення ортопедичних конструкцій зубних протезів є структура медичного персоналу ортопедичного відділення та його кваліфікація. При цьому, незалежно від вказаних факторів, клінічна експлуатація ортопедичних конструкцій відзначається зниженням їх якості, що не можна пояснити кваліфікацією персоналу та потребує більш детального вивчення з позицій стоматологічного матеріалознавства та технології виготовлення зубних протезів.

У розділі «Порівняльна кваліметрична оцінка стоматологічних матеріалів для виготовлення конструкцій зубних протезів» наведені результати лабораторних випробувань конструкційних та допоміжних матеріалів.

Порівняльний аналіз якості конструкційних стоматологічних матеріалів для виготовлення базису знімних протезів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей акрилових пластмас холодної та гарячої полімеризації.

Із конструкційних матеріалів для ортопедичних стоматологічних конструкцій нами в лабораторно-експериментальних умовах вивчені стоматологічні пластмаси, покривні лади та цементи для постійної фіксації зубних протезів, а також функціонально-конструкційні матеріали (підкладочні силіконові та адгезивні).

Кваліметричну оцінку пластмас гарячої полімеризації досліджено за індикативними властивостями конструкційних матеріалів: «Етакрил», «Фторакс» та «Vertex rapid», що передбачено ISO-10139: деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу. Для вказаних матеріалів

отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах (0,343÷0,349) біт (табл.4.18).

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості конструкційних матеріалів: «Акродент», «SNAP» та «TEMPRON», що передбачено ISO-10477: деформація при стискуванні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах (0,052÷0,203) біт.

Порівняльна кваліметрична оцінка покривних лаків виконана за показниками їх базових властивостей, зокрема: часу структуризації, коефіцієнту відображення, мікротвердості зразків, пористості поверхні, здатності лаку до адгезії з пластмасою та металом; досліджувалися лаки «ЕДА-03», «Сінма М+V», «Conalor», а критеріями оцінки були вимоги, що містяться в ISO-14569. Нами додатково розраховані відповідні технологічні індекси метало-пластмасової біадгезії покривних лаків, значення яких коливається у межах (14,0÷11,1) од. Для вказаних матеріалів отримані також відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах (0,169÷0,333) біт.

Порівняльний аналіз якості цементів для постійної фіксації НКЗП виконано на прикладі матеріалів «Компомер», «Fuji Plus», «Ketac Cem» за властивостями, передбаченими ISO-9917: час змішування, час твердіння, товщина плівки, опору стиснення, кислотності розчинення та адгезії до металу / дентину. Нами додатково розраховані відповідні технологічні індекси металодентинової біадгезії цементів для постійної фіксації, значення яких коливається у межах (2,3÷2,5) од. Для вказаних матеріалів отримані також відповідні кваліметричні показники, інформативність – висока та коливається у межах (0,228÷0,297) біт.

До фізико – механічних властивостей досліджуваних матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних протезів, згідно з ТУ У віднесені: консистенція компаунда (D, мм), деформація стисненням (S, %), відновлення матеріалу після деформації стисненням (I_B , %), відносне подовження матеріалу до

моменту розриву (f_p) та міцність зв'язку м'якої підкладки з базисом (акрилові полімери) протезу (H_p, H). Міцність зв'язку (U , кгс/см²) матеріалу для м'яких підкладок досліджена на базисах, виготовлених із акрилових полімерів (найбільш поширених у вітчизняній ортопедичній стоматології для виготовлення базису знімних зубних протезів), коливається у межах $(5,29 \div 19,2)$ кгс/см² та відповідає нормативним вимогам. Однак, з'ясовано, що показник міцності зв'язку ММП «ПМ-С», який становить $(5,29 \pm 0,23)$ кгс/см² дещо менший ніж у матеріалу «Silagum AV Comfort» - $(5,85 \pm 0,19)$ кгс/см² та достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у матеріалу «Ufi Gel P» - $(19,2 \pm 0,25)$ кгс/см² (див. табл. 4.18)

Порівняльне вивчення властивостей адгезивних матеріалів, що використовуються для покращення фіксації знімних зубних протезів виконано за показниками: консистенція, міцність на розрив, розчинність, адгезія з пластмасою та металом, а також рівень в'язкості (табл. 4.16). Виявлено, що при найменшій умовній в'язкості, відповідно знижується адгезія знімних зубних протезів та порушує їх фіксацію і стабілізацію при клінічній експлуатації, що значно подовжує термін адаптації пацієнтів та знижує якість життя. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,157 \div 0,327)$ біт.

Із допоміжних матеріалів, що використовуються на етапах виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій нами в лабораторно-експериментальних умовах вивчені відбиткові матеріали (А-силіконові, С-силіконові та альгінатні), а також стоматологічні моделювальні воски, ізоляційні лаки, адгезивні матеріали (табл. 4.19), зокрема: С - силіконових відбиткових матеріалів I типу («Сіеласт К» (база), «Stomaflex» (solid), «Spidex»), II типу («Сіеласт К» (паста), «Stomaflex» (pasta), «Spidex» (pasta) та III типу (матеріали «Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (creme), «Spidex» (creme), а також А - силіконових відбиткових матеріалів I типу («Стомавід», «Panasil putty fast set», «Hydrorise fast set») та А-силіконових відбиткових матеріалів III типу («Panasil contact plus», «Стомавід», «Hydrorise light») виконано за властивостями, передбаченими ISO-

4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, лінійна усадка.

По кожному із типів цих С-силіконових відбитковий стоматологічних матеріалів виконані лабораторно-експериментальні вивчення їх властивостей і отримані відповідні кваліметричні показники як для кожного матеріалу, так і окремо для кожного з їх типів (див. табл. 4.19).

У порівняльному аспекті нами досліджено властивості альгінатних відбиткових матеріалів «Уреен-Premium», «Стомальгін - 04» та «Empress» за показниками: деформації стиснення, відновлення після деформації стисненням, міцності при стискуванні, лінійної усадки, часу змішування та загального робочого часу. Виходячи із завдань дослідження, для інтегрального урахування властивостей досліджуваних альгінатних матеріалів нами отримано середні значення узагальненого показника якості для кожного із них та доведено, що найбільш висока клініко-технологічна якість при отриманні відбитка може бути забезпечена використанням матеріалу «Уреен-Premium», оскільки $H=0,388$ біт (узгодженість властивостей матеріалу - найвища).

Порівняльне вивчення зубо-технічних восків АТ «Стома» (Україна), «GC» (Японія), «Влад Міва» (Росія) виконано за показниками: температури їх плавлення, міцності при розтягуванні, відносного подовження, питомої ваги та рівня зольності і усадки. Для багатофакторного урахування властивостей досліджуваних зубо-технічних восків, враховуючи отримані нами на експериментальних зразках показники, розраховано середні значення узагальненого показника якості для кожного із восків та доведено, що найбільш висока клініко-технологічна якість властива матеріалу «Влад Міва» (Росія), оскільки $H=0,142$ біт (узгодженість властивостей матеріалу - найвища).

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу. В системі кваліметричної оцінки гіпсів досліджено індикативні властивості допоміжних матеріалів: «ГВ-Г-10 А-III», «Base Stone», «GC Fudjirok EP», що передбачено ISO-6873: гідрофільне співвідно-

шення (мас/%), загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, відносне розширення після структуризації, міцність стищення. різноманітні види гіпсу мають досить відмінні фізико-механічні властивості, що не може не впливати на якість зубних протезів, виготовлених на гіпсових моделях. Тому вивчення та врахування властивостей гіпсу було і буде актуально ще багато років, оскільки він є найбільш доступним матеріалом, і взагалі незамінний, так як переважна більшість зубних протезів виготовляється саме на гіпсових моделях.

Порівняльне вивчення ізоляційних лаків виконано за показниками: твердості (за шкалою Мооса), розвантажувальної напруги при стискуванні, коефіцієнту відображення, в'язкості кінематичної та умовної, а також за показником адгезії (табл. 4.15). Порівняльне вивчення адгезивних властивостей ізоляційних лаків виявило, що найкраща адгезія може бути забезпечена матеріалом «Ізолак», оскільки його показник становить $(4,8 \pm 0,4)$ мм², тоді як «Ізокол-69» та «Ізальгін» тез значно перевищують індикативні референтні значення ISO-14569 практично 1,6-1,7 рази. Із урахуванням усіх (передбачених ISO-14569) вивчених властивостей ізоляційних лаків, виконано узагальнену оцінку показника якості цих матеріалів і з'ясовано, що найбільш конгруентним ізоляційним лаком є «Ізокол-69» (H=0,284 біт), на другому ранговому місці – «Ізолак» (H=0,326 біт), на третьому – «Ізальгін» (H=0,330 біт).

Отримані дані використані нами для обґрунтування та розробки професійної консультативної системи добору комплаєнтних стоматологічних матеріалів при виготовленні знімних та незнімних конструкцій зубних протезів.

У розділі 4 «Пацієнт-орієнтовані інновації зубо-технічного матеріалознавства в стоматологічному лікуванні знімними та незнімними конструкціями» нами обґрунтовані етапи забезпечення якості ортопедичного стоматологічного лікування. Зокрема:

до I-го етапу віднесено розробку нових стоматологічних матеріалів (конструкційних та допоміжних), оскільки саме розвиток стоматологічного матеріалознавства має враховувати потреби клінічної практики (розвиток так званих «ці-

льових» стоматологічних матеріалів, наприклад матеріалів з додатковими властивостями, наявність яких не передбачається відповідними ISO, тоді як в клінічній практиці ці властивості можуть бути ознаками пріоритетного вибору стоматологічного матеріалу);

до II-го етапу віднесено вперше обґрунтовану нами кваліметричну систему добору комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення різних видів ортопедичних конструкцій. Не дивлячись на те, що всі наявні стоматологічні матеріали відповідають вимогам ISO, водночас - відрізняються як за окремими своїми властивостями, так і за ступенем відмінності від ISO.

Саме для обґрунтованого добору комплаєнтних комплексів «матеріал-конструкція» нами обґрунтовано клініко-технічне завдання для розробки комп'ютерної програми добору «пов'язаних комплексів» стоматологічних матеріалів для пластмасових коронок та мостоподібних протезів, бюгельних протезів, пластинчастих протезів.

Цією комп'ютерною програмою реалізується можливість професійного матеріалознавчого консультування щодо рівня якості майбутніх ортопедичних конструкцій (високого, середнього та задовільного рівня).

до III-го етапу віднесено авторські технології щодо удосконалення клініко-лабораторного етапу виготовлення та клінічної експлуатації ортопедичних конструкцій.

Звичайно, ми не ставили за мету перелічити усі наявні матеріали та методики, а лише продемонстрували взаємопов'язаність пацієнт-орієнтованих технологій стоматологічного матеріалознавства, клінічних технологій виготовлення ортопедичних конструкцій задля добору найбільш комплаєнтних систем «стоматологічні матеріали - ортопедична конструкція».

Результати виконаних досліджень та інформаційного моделювання структури стоматологічних матеріалів у складі комплаєнтних комплексів для виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій з урахуванням кількісного кваліметричного підходу дозволило дійти висновку, що існують альтернативні комплаєнтні системи «матеріал-конструкція», що за показниками властивостей

матеріалів відповідають вимогам ISO, однак, забезпечують визначені нами коливання узагальненого показника якості конкретного типу конструкцій.

Аналіз отриманих результатів інформаційно-кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення пластмасової коронки є:

- варіант (AB_{K-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,571$ біт; $h_{min}=0,367$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Стомавід» (А-силіконовий), гіпс - «ГВ-Г-10 А-Ш», воск моделювальний - «GC», лак ізоляційний - «Ізокол-69», пластмаса - "Сінма М+V", цемент для фіксації - «Компомер», лак покривний - "Сінма М+V".

- варіант (AB_{K-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=3,727$ біт; $h_{max}=0,532$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс - «Base Stone», воск моделювальний - «Влад Міва», лак ізоляційний - «Ізальгін», пластмаса - "Сінма М", цемент для фіксації - «Fuji Plus», лак покривний - «ЕДА-03».

Для визначення комплаєнтності системи «матеріали-конструкція» при доборі стоматологічних матеріалів безпосередньо в клінічній практиці опрацьовано та запроваджено для використання ортопедами стоматологами професійної «Інформаційної системи якості» ("ISQ – Pro") для консультативного забезпечення обґрунтованого клінічного добору стоматологічних матеріалів, зокрема і для пластмасових незнімних конструкцій зубних протезів.

Аналіз отриманих результатів інформаційно - кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення бюгельних протезів є:

- варіант (AB_{B-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_B=1,387$ біт; $h_{min}=0,347$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал -

«Стомавід» (А-силіконовий), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», лак ізоляційний - «Ізокол-69», пластмаса для базису - «Vertex rapid» (гарячої полімеризації).

- варіант (АВ_{Б-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,184$ біт; $h_{max}=0,546$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал - «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс - «Base Stone», лак ізоляційний - «Ізальгін», пластмаса для базису - "Протакрил М".

Аналіз отриманих результатів інформаційно - кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення частково та повних знімних пластинчастих протезів є:

- варіант (АВ_{ЗП-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_{ЗП}=2,385$ біт; $h_{min}=0,475$ од.), для виконання якого використовуються відбитковий матеріал - «Empress» (альгінатний), гіпс - «ГВ-Г-10 А-III», пластмаса для базису - «Vertex rapid» (гарячої полімеризації), лак ізоляційний - «Ізокол 69», матеріал для фіксації конструкції - «Corega».

- варіант (АВ_{ЗП-2}) клініко-технологічного добору матеріалів з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,880$ біт; $h_{max}=0,576$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал - «Уреен-Premium» (альгінатний), гіпс - «Base Stone», пластмаса для базису - «Протакрил-М» (холодної полімеризації), лак ізоляційний - «Ізальгін», матеріал для фіксації конструкції - «Lacalut».

Порівняльна оцінка комплаєнтності систем «матеріали-конструкція» виконана за відносними (максимальної та мінімальної) показниками узгодженості властивостей застосовуваних матеріалів. Зокрема виявлено, що найбільш сталими (з високим рівнем комплаєнтності) системами «матеріали-конструкція» може бути узгоджена послідовність матеріалів для виготовлення знімних пластинчастих протезів (повних, часткових), тоді як стоматологічні матеріали для виготовлення бюгельних зубних протезів характеризуються як менш комплаєнтні (мають більший потенціал для удосконалення). Саме це визначає напрямки подаль-

ших пріоритетних та перспективних стосовно матеріалознавчого забезпечення якості конструкцій зубних протезів науково-технічних та клініко-технологічних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства.

Саме для цього, на основі урахування багатьох властивостей досліджених нами матеріалів, застосовуючи методологію системного аналізу і наукового синтезу даних щодо їх властивостей, опрацьовано систему обґрунтованого добору комплаєнтної структури ортопедичних конструкцій різних типів. Невід'ємною частиною цієї системи є опрацьовані нами пацієнт-орієнтовані інновації клініко-лабораторного етапу протезування.

Таким чином, у розділі вичерпно викладені наукові здобутки щодо добору комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення конкретних ортопедичних конструкцій, принципи та логіка розробки і результати клінічного застосування спеціальної програми добору комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція», а також авторські інноваційні розробки у галузі стоматологічного матеріалознавства.

Ефективність удосконаленого лікування ортопедичними конструкціями з добром комплаєнтних комплексів «матеріали - конструкція» викладено у розділі 5 «Клінічно - орієнтовані технології забезпечення якості стоматологічного лікування із використанням конструкцій зубних протезів»

Порівняльний аналіз результатів лікування пацієнтів з використанням пластмасових коронок, виготовлених із матеріалів різного рівня комплаєнтності виявив суттєві відмінності змін гомеостатичних властивостей ротової рідини, зокрема його регулятора (буферна ємність ротової рідини (БЄРР) та кислотно-лужне співвідношення - рН): про негативні зміни середовища порожнини рота свідчив зсув кислотно-лужного балансу в бік ацидозу і зменшення ємності бікарбонатного буферу.

Так, до лікування буферна ємність РР в групі АВ₁ становила (4,875±0,034) од та не відрізнялась від групи АВ₂ – (4,552±0,058) од; після лікування, БЄРР достовірно (p<0,05) зросла на 5,5% в групі пацієнтів з удосконаленою методикою добору стоматологічних матеріалів (коронки з високим рівнем комплаєнтності).

В'язкість РР, рівні якої достовірно в порівнюваних групах пацієнтів не відрізнялись до лікування (відповідно, $(1,654 \pm 0,011)$ од та $(1,651 \pm 0,012)$ од), після ортопедичного лікування пластмасовими коронками – зменшилась, як серед пацієнтів з високо комплаєнтним комплексом матеріалів для виготовлення коронки – до $(1,152 \pm 0,007)$ од, так і серед пацієнтів групи порівняння – до $(1,627 \pm 0,010)$, $p < 0,05$.

Слід також зазначити, що перелічене відбувалося на тлі достовірного ($p < 0,05$) підсилення швидкості саливації, насамперед в групі пацієнтів з низьким рівнем комплаєнтності стоматологічних матеріалів - на 37,0%: з $(0,256 \pm 0,026)$ см³/хв до $(0,351 \pm 0,032)$ см³/хв, тоді як серед пацієнтів групи АВ₁ прирість швидкості саливації був теж достовірним ($p < 0,05$) але менш виразним (табл.6.2), становив 27,%. рН ротової рідини після лікування більш виразно (на 2,6% виріс) змінився в групі пацієнтів з АВ₁, тоді як в групі АВ₂ рівень рН зріс на 0,9%.

Підтримка кислотно-лужного стану порожнини рота забезпечувалась підвищенням буферної ємкості ротової рідини серед пацієнтів обох порівнюваних груп, а достовірне зменшення в'язкості РР сприяло більш активному самоочищенню порожнини рота і підвищенню стійкості пародонта до впливу несприятливих факторів. Отже, позитивні зміни середовища порожнини рота маніфестувались зсувом кислотно-лужного балансу в бік алкалозу, збільшенням ємкості бікарбонатного буфера та зменшенням в'язкості РР; ці зміни були більш виразні серед пацієнтів з варіантом АВ₁ для виготовлення цих протезів.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування пластмасовими коронками виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування, достовірне ($p < 0,001$) серед пацієнтів з високо комплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення пластмасових коронок. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазы зменшився з $(5,39 \pm 0,15)$ од до $(3,54 \pm 0,12)$ од, тоді як в групі порівняння достовірних змін – не зареєстровано (див. табл. 6.2). Розрахований за спеціальною формулою (див. розділ 2) рівень дисбіозу РП виявив достовірне покра-

щення мікроекологічного стану ротової порожнини, як в групі АВ₁, так і серед пацієнтів групи АВ₂ (відповідно, до лікування (10,32±0,29) од, після – (6,14±0,22) од та (9,74±0,26) од і (8,83±0,34) од).

Звичайно, на цей процес безпосередньо впливав і рівень концентрації лізоциму у РР, який, у разі використання високо комплаєнтних систем стоматологічних матеріалів, після лікування виявився на 20,0% вищим (відповідно, до лікування – (49,32±1,12) мкг/см³, після – (61,3±0,09) мкг/см³), тоді як при використанні низько комплаєнтних – рівень лізоциму у РР зріс лише на 3,0% (див. табл. 6.2). При цьому зазначимо, що після лікування серед пацієнтів порівнюваних груп не виявлено достовірних змін щодо покращення стану гігієни ротової порожнини (див. індекс Гріна-Верміліона у табл.6.2), тоді як у пацієнтів з АВ₁ зареєстровано достовірне покращення стану тканин пародонту зі зменшенням індексу Р.Silness – Н.Loe з (1,39±0,07) од до (1,13±0,04) од, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс на етапах лікування практично не змінився (до лікування – (1,19±0,09) од, після – (1,14±0,10) од, $p>0,05$).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем стоматологічних матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення пластмасових коронок відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами:

- достовірно ($p<0,001$) більш виразним зменшення в'язкості РР
- достовірно ($p<0,010$) більш виразним зменшенням активності уреаз РР
- достовірно ($p<0,010$) більш виразним зменшення дисбіозу РП
- достовірним ($p<0,05$) покращенням стану тканин пародонту
- достовірним ($p<0,05$) зменшенням проявів галітозу.

Порівняльний аналіз результатів лікування пацієнтів з використанням пластмасових мостоподібних протезів, виготовлених із матеріалів різного рівня комплаєнтності виявив суттєві відмінності змін гомеостатичних властивостей ротової рідини мали дещо інакший характер. До лікування буферна єм-

кість РР в групі АВ₁ становила (5,141±0,43) од та не відрізнялась від групи АВ₂ – (5,118±0,062) од; після лікування, БЄРР достовірно ($p < 0,05$) зросла в групі пацієнтів з удосконаленою методикою добору стоматологічних матеріалів (протези з високим рівнем комплаєнтності матеріалів; див. табл. 6.3). В'язкість РР, рівні якої достовірно в порівнюваних групах пацієнтів не відрізнялись до лікування (відповідно, (1,544±0,007) од та (1,534±0,013) од), після ортопедичного лікування пластмасовими мостоподібними протезами – зменшилась лише серед пацієнтів з високо комплаєнтним комплексом матеріалів для виготовлення протезу – до (1,472±0,011) од, тоді як серед пацієнтів групи порівняння достовірно не змінилась, $p < 0,05$.

Слід також зазначити, що і достовірне ($p < 0,05$) підсилення швидкості саливації зареєстроване лише в групі пацієнтів з високим рівнем комплаєнтності стоматологічних матеріалів - з (0,739±0,037) см³/хв до (0,887±0,033) см³/хв, тоді як серед пацієнтів групи АВ₂ приріст швидкості саливації - лише тенденцією до зростання. рН ротової рідини до та після лікування в порівнюваних групах пацієнтів достовірно не змінився. Тобто, підтримка кислотно-лужного стану порожнини рота в групі пацієнтів АВ₁ забезпечувалась підвищенням буферної ємкості ротової рідини, достовірним зменшенням її в'язкості, що сприяло більш активному самоочищенню порожнини рота і підвищенню стійкості пародонта до впливу несприятливих факторів; групі пацієнтів АВ₂ – без змін.

Отже, лише у разі використання високо комплаєнтного комплексу стоматологічних матеріалів для виготовлення пластмасових мостоподібних протезів можуть досягатися позитивні зміни середовища порожнини рота, що проявляється збільшенням ємкості бікарбонатного буфера та зменшенням в'язкості РР.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування пластмасовими мостоподібними протезами виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з високо комплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення пластмасових коронок. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазі зменшився з

(3,348±0,113) од до (2,253±0,119) од, тоді як в групі порівняння достовірних змін – не зареєстровано (див. табл. 6.3). Аналіз індексу дисбіозу РП виявив відсутність впливу рівня комплаєнтності на мікробіоценоз РП при протезуванні мосто-подібними пластмасовими протезами. Це можна пояснити, з одного боку - відсутністю достовірного підвищення рівня лізоциму в групі пацієнтів АВ₂ (до лікування – (81,89±1,18) мкг/см³, після – (81,91±1,85) мкг/см³), а з іншого - значною кількістю елементів зубного ряду, що заміщалися серед пацієнтів групи АВ₁. При цьому зазначимо, що після лікування серед пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні та значні зміни щодо покращення стану гігієни ротової порожнини (до лікування – (1,143±0,068) од; після лікування – (0,669±0,057) од), тоді як у пацієнтів групи АВ₂ цього не зареєстровано (до – (1,097±0,071) од ; після лікування – (0,967±0,072) од). Окрім того, серед пацієнтів групи АВ₁ зареєстроване достовірне (p<0,05) покращення стану тканин пародонту зі зменшенням індексу P.Silness – H.Loe з (0,455±0,023) од до (0,384±0,031) од, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс на етапах лікування практично не змінився (до лікування – (10,382±0,058) од, після – (0,386±0,051) од, p>0,05).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється ефект лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення пластмасових мостоподібних протезів відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами (рис. 6.3):

- достовірним (p<0,05) збільшенням швидкості салівації на 19-20%;
- достовірним (p<0,001) зменшення активності уреаз РП на 32-33%;
- достовірним (p<0,010) зменшення рівня дисбіозу РП на 34-35%;
- достовірним (p<0,050) зниженням ГІ на 40-42%.

З метою визначення взаємодії бюгельних протезів, що виготовлені за різними рівнями комплаєнтності стоматологічних матеріалів, з біологічним середовищем ротової порожнини виконано вивчення біофізичних та біохімічних індикаторів стану ротової рідини, стану м'яких тканин пародонту. Як виявив порів-

няльний аналіз результатів лікування пацієнтів з використанням бюгельних протезів, виготовлених із матеріалів різного рівня комплаєнтності, суттєві відмінності змін гомеостатичних властивостей ротової рідини мали мінімальний (у порівнянні з коронками та мостоподібними протезами) характер.

До лікування буферна ємкість РР в групі АВ₁ становила (5,985±0,060) од та не відрізнялась від групи АВ₂ – (5,861±0,057) од; після лікування, БЄРР достовірно (p<0,05) зросла – до (6,143±0,051) од в групі пацієнтів з удосконаленою методикою добору матеріалів (бюгельні протези з високим рівнем комплаєнтності матеріалів; див. табл. 6.4). В'язкість РР, рівні якої достовірно в порівнюваних групах пацієнтів не відрізнялись до лікування (відповідно, (1,397±0,011) од та (1,421±0,23) од), після лікування бюгельними протезами – зменшилась лише серед пацієнтів з високо комплаєнтним комплексом матеріалів – до (1,349±0,009) од, тоді як серед пацієнтів групи порівняння достовірно не змінилась, p<0,05.

Достовірне (p<0,05) підсилення швидкості салівації зареєстроване лише в групі пацієнтів з високим рівнем комплаєнтності стоматологічних матеріалів - з (1,218±0,060) см³/хв до (1,359±0,033) см³/хв, тоді як серед пацієнтів групи АВ₂ приріст швидкості салівації характеризувався лише незначним зростанням. рН ротової рідини до та після лікування в порівнюваних групах пацієнтів також достовірно змінилася в бік алкалозу.

Тобто, підтримка кислотно-лужного стану порожнини рота в групі пацієнтів АВ₁ забезпечувалась підвищенням буферної ємкості ротової рідини, достовірним зменшення її в'язкості, зростанням рН та швидкості салівації, що сприяло більш активному самоочищенню порожнини рота і підвищенню стійкості пародонта до впливу несприятливих факторів; групі пацієнтів АВ₂ серед змін біофізичних властивостей РР після лікування зареєстровано лише зростання рН з (6,861±0,018) од до (6,928±0,021) од.

Отже, лише у разі використання високо комплаєнтного комплексу стоматологічних матеріалів для виготовлення бюгельних протезів можуть досягатися позитивні зміни біологічного середовища РП, що проявляється збільшенням єм-

кості бікарбонатного буфера та зменшенням в'язкості РР на тлі зростання швидкості салівації.

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування бюгельними протезами виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з високо комплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення пластмасових коронок. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазы зменшився з $(1,371 \pm 0,069)$ од до $(1,105 \pm 0,064)$ од, тоді як в групі порівняння ці зміни – менш виразні та лише з тенденцією до зменшення (див. табл. 6.4). Аналіз індексу дисбіозу РП виявив відсутність впливу рівня комплаєнтності на мікробіоценоз РП при протезуванні бюгельними протезами. Це можна пояснити, з одного боку - відсутністю достовірного підвищення рівня лізоциму в групі пацієнтів АВ₂ (до лікування – $(78,17 \pm 3,61)$ мкг/см³, після – $(79,41 \pm 3,82)$ мкг/см³), а з іншого – значним ($p < 0,001$) його зростанням серед пацієнтів групи АВ₁ (до лікування – $(69,61 \pm 3,71)$ мкг/см³, після – $(94,65 \pm 4,65)$ мкг/см³). На цьому тлі, після лікування пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні зміни щодо покращення стану гігієни ротової порожнини (до лікування – $(0,443 \pm 0,032)$ од; після лікування – $(0,308 \pm 0,037)$ од), тоді як у пацієнтів групи АВ₂ цього не зареєстровано (до – $(0,396 \pm 0,044)$ од ; після лікування – $(0,373 \pm 0,041)$ од). Окрім того, серед пацієнтів групи АВ₁ зареєстроване достовірне ($p < 0,05$) покращення стану тканин пародонту – зміна індексу Р.Silness – Н.Loe з $(0,483 \pm 0,021)$ од до $(0,358 \pm 0,033)$ од, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс на етапах лікування практично не змінився (до – $(0,487 \pm 0,051)$ од, після – $(0,456 \pm 0,045)$ од, $p > 0,05$).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється ефект лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення бюгельних протезів відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами у ранговій послідовності (рис. 6.4):

- достовірним ($p < 0,001$) зростанням активності лізоциму РР на 32-34%;
- достовірним ($p < 0,050$) зниженням ГІ на 30-31%.
- достовірним ($p < 0,001$) зменшення активності уреазы РР на 20-22%;
- достовірним ($p < 0,010$) зменшення рівня дисбіозу РП на 18-19%;
- достовірним ($p < 0,05$) збільшенням швидкості салівації на 11-12%;

Ефективність удосконаленого лікування знімними ортопедичними конструкціями з добором комплаєнтних комплексів «матеріал - конструкція»

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування ЧЗПП виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з високо комплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення цих протезів. Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазы зменшився з $(2,834 \pm 0,121)$ од. до $(2,018 \pm 0,098)$ од, тоді як в групі порівняння – навпаки: активність уреазы зросла з $(3,308 \pm 0,128)$ од. до $(4,119 \pm 0,136)$, $p < 0,05$; див. табл. 6.5).

Аналіз індексу дисбіозу РП виявив більш виразні зміни саме в групі А₁ (до лікування – $(2,317 \pm 0,069)$ од., після – $(1,879 \pm 0,052)$ од.), серед пацієнтів котрої показники дисбіозу зменшились більш виразно, ніж в порівнюваній групі А₂ (відповідно, $(2,437 \pm 0,078)$ од та $(2,211 \pm 0,053)$ од., $p < 0,05$). Це можна пояснити різними темпами зростання рівня лізоциму серед пацієнтів групи А₁ (до лікування – $(0,584 \pm 0,024)$ од., після – $(0,610 \pm 0,032)$ од.) та пацієнтів групи А₂ (до лікування – $(0,712 \pm 0,037)$ од., після – $(0,775 \pm 0,028)$ од.).

Водночас, після лікування пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні зміни щодо покращення ($p < 0,05$) стану гігієни ротової порожнини (до лікування – $(2,031 \pm 0,029)$ од; після лікування – $(1,574 \pm 0,043)$ од), тоді як у пацієнтів групи АВ₂, навпаки – зареєстровано погіршення ($p < 0,05$) стану гігієни ротової порожнини за індексом Гріна-Верміліона (до – $(1,943 \pm 0,034)$ од ; після лікування – $(2,115 \pm 0,052)$ од). Окрім того, серед пацієнтів групи АВ₁ зареєстроване достовірне ($p < 0,05$) покращення стану тканин пародонту – зміна індексу Р.Silness – Н.Loe

з $(1,114 \pm 0,032)$ од до $(0,967 \pm 0,048)$ од, на відміну від групи порівняння, серед пацієнтів якої цей індекс зріс з $(1,034 \pm 0,036)$ од. до $(1,217 \pm 0,047)$ о.д, $p < 0,05$).

Порівняльний аналіз змін гігієни ротової порожнини, стану ясен і тканин пародонта пацієнтів порівнюваних груп до та після лікування ПЗПП виявив достовірне ($p < 0,05$) покращення стану біотопу ротової порожнини після лікування серед пацієнтів з високо комплаєнтним варіантом добору матеріалів для виготовлення цих протезів.

Так, в групі АВ₁ відносний рівень активності мікробного ферменту уреазы зменшився з $(2,76 \pm 0,12)$ од. до $(2,35 \pm 0,14)$ од, тоді як в групі порівняння активність уреазы практично не змінилась (відповідно становила $(3,10 \pm 0,10)$ од. до $(2,95 \pm 0,14)$, $p > 0,05$; див. табл. 6.6).

Аналіз індексу дисбіозу РП виявив більш виразні зміни саме в групі А₂ (до лікування – $(2,6 \pm 0,03)$ од., після – $(2,8 \pm 0,04)$ од.), тоді як серед пацієнтів групи А₂ показники дисбіозу зросли більш виразно (відповідно, $(2,5 \pm 0,02)$ од та $(3,4 \pm 0,03)$ од., $p < 0,001$). Це можна пояснити практичною відсутністю зростання рівня лізоциму серед пацієнтів порівнюваних груп). Слід також зазначити, що в група пацієнтів А₂ не зареєстровано зменшення в'язкості ротової рідини та підвищення її буферної ємкості, а в групі А₁ зміни цих показників були мінімальними, хоча і достовірними на рівні $p < 0,05$.

Водночас, після лікування пацієнтів групи АВ₁ виявлено достовірні зміни щодо покращення ($p < 0,05$) стану гігієни ротової порожнини (до лікування – $(2,13 \pm 0,04)$ од; після лікування – $(1,97 \pm 0,03)$ од), тоді як серед пацієнтів групи АВ₂, динаміки щодо покращення гігієни ротової порожнини за індексом Гріна-Верміліона не зареєстровано ($p < 0,05$).

З метою оцінки клінічної ефективності, нами визначені достовірні ефекти змін показників гомеостазу та мікроекології РП, якими відрізняється ефект лікування з використанням різних за рівнем комплаєнтних систем матеріалів. Визначено, що використання систем з високою комплаєнтністю матеріалів для виготовлення ПЗПП відрізняється від «випадкового добору матеріалів» наступними клінічними ефектами у наступній ранговій послідовності (див. рис. 6.6):

- достовірним ($p < 0,001$) зменшення активності уреазы РР на 14-15%;
- достовірним ($p < 0,001$) зниженням гігієнічного індексу на 8-10%.

Окрім наведених достовірних переваг добору високо комплаєнтних варіантів, відмічаємо, що застосування системи стоматологічних матеріалів для виготовлення ПЗПП, як з високим, так і з низьким рівнем комплаєнтності призводить до зростання рівня галітозу на 13-16,0%.

Таким чином, послідовне виконання основних задач дослідження дозволило:

- вивчити безпосередні, віддаленні результати та клініко-технологічну оцінку якості лікування хворих із застосуванням ортопедичних зубних конструкцій із матеріалів вітчизняного виробництва на клініко – популяційному рівні за 10 років (за матеріалами м. Харкова та Харківської обл.).

- виконати порівняльний багатофакторний кваліметричний аналіз конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів вітчизняного та імпортового виробництва за показниками міжнародних стандартів ISO.

- обґрунтувати систему удосконалення якості лікування із застосуванням ортопедичних зубних конструкцій за рахунок оптимізації клініко - лабораторного етапу їх виготовлення і комплаєнтності конструкційних та допоміжних матеріалів.

- визначити систему критеріїв та оцінити ефективність удосконаленої технології добору допоміжних та конструкційних матеріалів при ортопедичному лікуванні стоматологічних хворих.

- виконати апробацію технології клінічного моніторингу якості та ефективності ортопедичного лікування за клініко-технологічними показниками; та досягти основної мети дослідження - обґрунтувати шляхи підвищення якості лікування ортопедичних хворих за рахунок інноваційних розробок у галузі вітчизняного стоматологічного матеріалознавства, а також оптимізації добору конструкційних та допоміжних матеріалів і впровадження моніторингу якості та ефективності ортопедичного лікування.

ВИСНОВКИ

1. За даними охорони здоров'я, відсутність зубів має понад 50,0-75,0% населення, що визначається регіональними особливостями: рівнем кваліфікації лікарів та зубних техніків, доступністю стоматологічної допомоги, рівнем оснащення лікувально-профілактичних закладів устаткуванням та стоматологічними матеріалами, якістю зубо-технічних матеріалів та технологією їх добору при виготовленні ортопедичних конструкцій. Проблема застосування зубо-технічних матеріалів при індивідуалізованому та обґрунтованому доборі клініко-лабораторної системи «матеріали-конструкція» потребує подальших наукових досліджень з позицій не тільки клініко-лабораторного етапу застосування зубо-технічних матеріалів, але і кваліметричних підходів: при розробці стоматологічних матеріалів, при виборі та плануванні ортопедичних конструкцій з урахуванням клініко-технологічної узгодженості системи «матеріали-конструкція» та при оцінці впливу зубних протезів на організм у ранньому та віддаленому періодах їх клінічної експлуатації. У дисертації представлено нове вирішення однієї з актуальних проблем сучасної ортопедичної стоматології, а саме підвищення якості лікування пацієнтів в ортопедичній стоматології на основі інноваційних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства за рахунок обґрунтованого добору конструкційних та допоміжних зубо-технічних матеріалів.

2. За результатами клініко-популяційного аналізу безпосередніх та віддалених результатів доведено, що зниження якості ортопедичних конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації та лікування у цілому визначається комплексом факторів у їх системному взаємозв'язку, найбільш значимими із яких є клініко-технологічна якість зубо-технічних матеріалів, їх комплаєнтність при виготовленні різних видів знімних та незнімних конструкцій, рівень кваліфікації ортопеда-стоматолога та зубного техника. Характерні індикатори моніторингу стану ортопедичних конструкцій у ранньому періоді клінічної експлуатації визначальними факторами якості конструкцій є структура кадрового забезпечення лі-

карями стоматологічних поліклінік, зокрема – індекс кадрового забезпечення (F_9 : $KC=0,727$) та питома вага ортопедів - стоматологів першої кваліфікаційної категорії (F_2 : $KC=0,453$), тоді як у віддаленому найбільш впливовий фактор – кваліфікація зубних техніків: питома вага зубних техніків без кваліфікаційної категорії (F_8 : $KC=0,517$).

3. Доведено, багатофакторний кваліметричний аналіз оцінки якості на прикладі основних та допоміжних матеріалів вітчизняного та зарубіжного виробництва продемонстрував, що усі матеріали відповідають вимогам міжнародного стандарту ISO та суттєво поміж собою не відрізняються, але при цьому, досліджені матеріали характеризуються значним запасом міцності у порівнянні з індикативним показником у 2-2,5 рази.

4. Обґрунтовано систему високоінформативних критеріїв оцінки ефективності добору допоміжних та конструкційних матеріалів для різних видів зубних протезів в ортопедичній стоматології, при визначенні якої використані алгоритми кваліметрії для вказаних матеріалів, а отримані відповідні кваліметричні показники інформативності – високі та коливаються у межах ($0,471 \div 0,525$) біт.

5. Розроблені, експериментально обґрунтовані, клінічно апробовані і впроваджені у серійне вітчизняне виробництво нові зубо-технічні матеріали для застосування в клініці ортопедичної стоматології, які використані в комплаєнтних комплексах «матеріали-конструкція» з відхиленням їх узагальненого показника якості варіанта клініко-технологічного добору матеріалів у межах до 5,0% з мінімальним та максимальним значенням.

6. Обґрунтовано, розроблено та апробовано багаторівневу авторську систему забезпечення клініко-технологічної якості ортопедичного лікування: «Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів», де аналіз отриманих результатів інформаційно-кваліметричного моделювання виявив, що альтернативними варіантами комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення НКЗП є: варіант (AB_{K-1}) клініко-технологічного добору матеріалів з найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,571$ біт; $h_{min}=0,367$ од.) та варіант (AB_{K-2}) - з найбільшою дезорганізацією ($H_K=3,727$ біт;

$h_{\max}=0,532$ од.); для – бюгельних протезів - ($H_B=1,387$ біт; $h_{\min}=0,347$ од.), та варіант з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,184$ біт; $h_{\max}=0,546$ од.); а для виготовлення частково-знімних пластинкових протезів і повних знімних пластинкових протезів - ($H_{ЗП}=2,385$ біт; $h_{\min}=0,475$ од.), та варіант з найбільшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали-конструкція» ($H_K=2,880$ біт; $h_{\max}=0,576$ од.).

7. Доведено, здобутки щодо добору комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення конкретних ортопедичних конструкцій, принципи та логіка розробки і результати клінічного застосування спеціальної програми добору комплаєнтних комплексів «матеріали-конструкція», а також авторські інноваційні розробки у галузі стоматологічного матеріалознавства забезпечать підвищення якості лікування пацієнтів в ортопедичній стоматології при виготовленні знімних та незнімних конструкцій зубних протезів від 18,2% до 36,5%.

8. Вивчена необхідність індивідуалізованого добору відповідних зубо-технічних матеріалів, як матеріалознавчого забезпечення якості конструкції на етапі застосування зубо-технічних матеріалів, та доведено достовірне підвищення якості зубних протезів: найбільшими резервами удосконалення характеризується комплаєнтність матеріалів для виготовлення бюгельного протезу – 36,5%, найменшими – знімні ортопедичні конструкції – 18,2%; комплаєнтність системи «матеріали-конструкція» при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів за рахунок узгодженого добору стоматологічних матеріалів можуть бути підвищена на 31,1%.

9. Доведено, що використання добору зубо-технічних матеріалів з високою комплаєнтністю системи «матеріали-конструкція» дозволяє забезпечувати більш високу клінічну ефективність впливу зубного протезу на стан ротової порожнини, що насамперед, досягається покращенням гігієни порожнини рота 30-31% ($p<0,050$), зменшення рівня дисбіозу ротової порожнини на 18-19% ($p<0,01$) та зменшення активності уреазі ротової рідини на 20-22% ($p<0,001$).

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. З метою забезпечення максимально-можливого рівня якості лікування наявними в арсеналі лікаря стоматолога-ортопеда зубо-технічних матеріалів, зокрема для скорочення термінів адаптації пацієнта до протеза, підсилення позитивного впливу ортопедичної конструкції на біофізичні, біохімічні, захисні властивості ротової рідини, а також деякі тканини протезного ложа та порожнину рота у цілому, подовження періоду клінічної експлуатації зубних протезів, попередження зниження якості конструкції (у ранньому та віддаленому періодах лікування) рекомендується використання кількісної оцінки конструкційної комплаєнтності стоматологічних матеріалів залежно від виду зубних протезів.

2. Розробникам та виробникам зубо-технічних матеріалів рекомендується використання системи «Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів» для обґрунтування пріоритетних розробок і перспективного проектування цільових вітчизняних матеріалів з попередньо визначеними властивостями, що можуть впливати на зростання рівня конструкційної узгодженості наявного арсеналу конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів.

3. Керівникам закладів надання стоматологічної ортопедичної допомоги населенню задля забезпечення максимально-можливого рівня (в конкретних умовах матеріального забезпечення) якості лікування рекомендується використовувати консультативну систему «Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів» для клініко-технологічного менеджменту і, відповідно заміни експертно-ситуативного підходу, використовувати науково-обґрунтований підхід до забезпечення конкретних лікувальних закладів чи лікарів конструкційними та допоміжними стоматологічними матеріалами.

4. Лікарям стоматологам-ортопедам задля досягнення максимально-можливого (в конкретних умовах діяльності) рівня якості лікування на клініко-лабораторному етапі, зокрема при плануванні лікування, рекомендується використовувати консультативну систему «Професійна клінічна система добору

стоматологічних матеріалів» для визначення рівня їх конструкційної узгодженості для конкретних видів зубних протезів. Результати цього кількісно обґрунтованого добору використовувати при складанні лабораторно-технологічних протоколів з відображення у щоденнику лікування рівня комплаєнтності: високого, середнього чи низького.

5. Для науково-практичних досліджень в галузі ортопедичної стоматології і стоматологічного матеріалознавства рекомендується використовувати клініко-технологічну оцінку якості конструктивних та допоміжних зубо-технічних матеріалів за верифікованими у дослідженні методиками «Спосіб оцінки клініко – технологічної якості силіконового відбиткового матеріалу»; «Спосіб оцінки матеріалу для м'яких підкладок базису знімних протезів»), що дозволяє поповнювати доказову базу для обґрунтованого добору матеріалів з високим рівнем конструкційної узгодженості і слугує передумовою подальшого зростання якості конструкцій і ортопедичного лікування у цілому.

6. Рекомендується методика оцінки ефективності клінічної експлуатації зубних протезів та якості ортопедичного лікування пацієнтів із урахуванням не тільки видів конструкцій зубних протезів, але і показників конструкційної узгодженості, використаних при їх виготовленні стоматологічних матеріалів. Для прогнозування якості окремих видів зубних протезів рекомендується використовувати розроблені за результатами дослідження прогностичні табличні алгоритми, якими враховуються індикативні показники якості ортопедичної конструкції.

7. В клінічній практиці рекомендуються способи зменшення негативного впливу окремих допоміжних «Матеріал для виготовлення відбитків зі знезаражуючими властивостями», конструкційних – «Спосіб зменшення кількості залишкового мономера в тимчасових стоматологічних ортопедичних конструкціях» та функціонально-конструкційних матеріалів «Спосіб виготовлення м'якої підкладки акрилового базису зубних протезів» та «Крем для фіксації знімних зубних протезів» на окремих етапах виготовлення і клінічної експлуатації ортопедичних конструкцій.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Muller F. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? / F. Muller, M. Naharro, G. E. Carlsson // *Clinical Oral Implants Research*. – 2007. – № 18. – P. 2-14.
2. Petersen P.E. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO global oral health programme / P.E. Petersen, T. Yamamoto // *Community Dent Oral Epidemiol*. – 2005. – №33. – P. 81-92.
3. Павленко О.В. Шляхи реформування системи надання стоматологічної допомоги населенню України. Дискусія / О. В. Павленко, О. М. Вахненко // *Современная стоматология*. – 2013. – №4. – С. 180-184.
4. Неспрядько В.П. Вплив часткової втрати зубів та незнімних зубних протезів на органи і тканини порожнини рота / В.П. Неспрядько, В.В. Кирилюк // *Вісник проблем біології і медицини*. – 2015. – Вип.1. – С. 13-18.
5. Макеев В.Ф. Частота дефектів зубів і зубних рядів у підлітків 13-17 років залежно від віку / В.Ф. Макеев, Г.Б. Мартінек // *Український стоматологічний альманах*. – 2012. – №4. – С. 34-38.
6. Заболоцький Я.В. Поширеність та структура дефектів зубних рядів у населення м. Львова та Львівської області / Я.В. Заболоцький, Н.М. Дидик // *Вісник стоматології*. – 2005. – №4. – С. 77-87.
7. Голік В.П. Клініко – технологічні передумови удосконалення лікування із застосуванням тимчасових ортопедичних конструкцій / В.П. Голік, А.В. Ярова, І.В. Янішен // *Вісник проблем біології і медицини*. – 2014. – Вип.2(1). – С. 104-110.
8. Дворник В.М. Порухення оклюзійних взаємозв'язків при вторинних деформаціях зубних рядів / В.М. Дворник, Г.М. Кузь, В.С. Кузь // *Український стоматологічний альманах*. – 2012. – № 3. – С. 93.
9. Мунтян Л.М. Частота виникнення, поширеність вторинних часткових адентій та профілактика вторинних зубощелепних деформацій у осіб молодого

віку / Л.М. Мунтян, А.М. Юр // Український стоматологічний альманах. – 2010. – № 4. – С. 57-58.

10. Лабунець В.А. Загальна величина трудомісткості виготовлення основних видів зубних протезів та наданих ортопедичних послуг / В.А. Лабунець, Т.В. Дієва, Є.В. Дієв // Вісник стоматології. – 2011. – №3. – С. 77-82.

11. Рубаненко В.В. Особливості відновлення оклюзії при ускладненій формі патологічного стирання твердих тканин зубів / В.В. Рубаненко, Г.М. Баля // Український стоматологічний альманах. – 2010. – № 4. – С. 92-93.

12. Оджубейська О.Д. Вибір склоіономерного цементу в клініці ортопедичної стоматології / О.Д. Оджубейська, М.Д. Король, М.О. Рамусь // Український стоматологічний альманах. – 2012. – № 3. – С. 108.

13. Король Д.М. Стоматология в Украине - инновации и перспективы. Первый съезд стоматологов Украины / Д.М. Король // Dental science and practice. – 2014. – № 4. – С. 40-43.

14. Нідзельський М.Я. Структурні зміни поверхні в повних знімних стоматологічних протезах, виготовлених із акрилових пластмас, у процесі користування ними, за даними електронної мікроскопії / М.Я. Нідзельський, Л.Р. Криничко // Український стоматологічний альманах. – 2013. – № 2. – С. 10-11.

15. Дурягіна Л.Х. Стан системного та місцевого імунітету хворих із одночасним ураженням тканин пародонта і сопр при поєднанні з депресивними розладами / Л.Х. Дурягіна, В.П. Седих, О.В. Дорофєєва // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – Вип. 2(1). – С. 140-145.

16. Каськова Л.Ф. Динаміка рівня активності лізоциму й уреазі ротової рідини в дітей із дисбіозом кишечника в процесі профілактичних заходів / Л.Ф. Каськова, Г.О. Акжитова // Український стоматологічний альманах. – 2009. – №2. – С. 52-53.

17. Левицький А.П. Порівняльна ефективність застосування яєчного лізоциму та фітолізоциму при лікуванні експериментального пародонтиту / А.І. Левицький, А.П. Фурдичко // Вісник стоматології. – 2012. – № 1. – С. 2-4.

18. Гладка О.М. Вплив магнійвмісного комплексу на біофізичні показники ротової рідини у пацієнтів з низьким рівнем карієсрезистентності / О.М. Гладка // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – Вип. 2(1). – С. 100-103.

19. Каськова Л.Ф. Зміна рівня активності лізоциму та уреаз ротової рідини в дітей у процесі профілактичних заходів / Л.Ф. Каськова, К.В. Марченко // Український стоматологічний альманах. – 2012. – № 1. – С. 97-99.

20. Павленко О.В. Профілактика ускладнень після ортопедичного лікування знімними протезами / О.В. Павленко, О.М. Дорошенко // Український стоматологічний альманах. – 2010. – № 6. – С. 39-42.

21. Вербовська Р.І. Аналіз результатів використання лікувально-профілактичного комплексу для пацієнтів із повними знімними пластинковими протезами, які користуються адгезивними засобами / Р.І. Вербовська, М.М. Рожко, Т.Я. Дівнич // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – Вип.3(3). – С. 293-297.

22. Голік В.П. Ортопедичне лікування суцільнолитими незнімними конструкціями із полімерним облицюванням при використанні нової адгезивної системи для фіксації естетичного облицювального шару / В.П. Голік, Н.М. Бреславець, В.Г. Томілін, О.О. Бережна // Медицина сьогодні і завтра. – 2014. – № 1. – С. 147-151.

23. Лабунець В.А. Спосіб запобігання ендодонтичним ускладненням при естетичному протезуванні із застосуванням вінірів / В.А. Лабунець, І.П. Ковшар // Досягнення біології та медицини. – 2013. – № 1. – С. 40-43.

24. Про Програму профілактики та лікування стоматологічних захворювань на 2002-2007 роки: Указ Президента України від 21 травня 2002 року N475/2002 // Офіційний вісник України. – 2002. – № 21. – С. 1013.

25. Постанова Кабінету Міністрів України № 1716-2001-п від 24.02.2011 «Про засади державної політики щодо виробів медичного стоматологічного призначення вітчизняного виробництва та підтримки вітчизняного виробника». Наказ МОЗ України від 14.03.2011. – №142. – 4 с.

26. Біда В.І. Клініко-технологічні особливості заміщення дефектів зубних рядів мостоподібними зубними протезами (частина 1) / В.І. Біда // Стоматолог. – 2008. – № 5. – С. 41-46.

27. Біда В.І. Клініко-технологічні особливості заміщення дефектів зубних рядів мостоподібними зубними протезами (частина 2) / В.І. Біда // Стоматолог. – 2008. – № 9. – С. 50-57.

28. Неспрядько В.П. Поширеність та характер ускладнень після препарування твердих тканин зубів під незнімні суцільновідлиті конструкції: матеріали III (X) з'їзду Асоціації стоматологів України / В.П. Неспрядько, В.С. Скібіцький. – Полтава, 2008. – С. 416-417.

29. Ожоган З.Р. Проблеми і завдання при використанні мостоподібних протезів / З.Р. Ожоган // Актуальні проблеми ортопедичної стоматології : матеріали Всеукр. наук.-практ. конф.: тези доп. – Полтава, 2000. – С. 93-94.

30. Павленко О.В. Сучасні проблеми стоматологічного здоров'я України / О.В. Павленко, І.О. Головня, І.П. Мазур // Журнал практичного лікаря: спеціалізоване інформаційне видання. – 2005. – № 5. – С. 8-13.

31. Флис П.С. Клиническая оценка эффективности протезирования металлокерамическими зубными протезами, облицованными отечественной керамической массой «Ультропалин» / П.С. Флис, А.Н. Бобокал // Современная стоматология. – 2002. – № 4. – С. 70-72.

32. Гажва С.И. Клинико-экспертная оценка ошибок и осложнений в практике детского врача-стоматолога / С.И. Гажва, Е.С. Тучик, Е.Е. Абрамова. – Н.Новгород: Изд-во НГМА. – 2008. – С. 52-56.

33. Помойницький В.Г. Систематизація матеріалів, які використовуються в ортопедичній стоматології / В.Г. Помойницький, М.В. Помойницька, С.С. Кобиляк // Український стоматологічний альманах. – 2006. – № 4. – С. 74-75.

34. Агафонова Г.В. Клинико-экспертная оценка качества прямой эстетической реставрации: дис. к.мед.наук: 14.00.21 / Агафонова Г.В. – Н.Новгород, 2010. – 197с.

35. Ягенський А.В. Оцінка якості життя у сучасній медичній практиці/

- А.В. Ягенський, І.М. Січкарук // Внутрішня медицина. – 2007. – № 3. – С. 46-59.
36. Dick J. Swallowing threshold parameters of subjects with complete dentures and overdentures/ J. Dick, F. Anneke, H. Nico // Open Journal of Stomatology. Nijmegen. – 2011. – №1. – P. 69-74.
37. Дидик Н.М. Планування, клінічне обґрунтування та прогностична оцінка результатів незнімного протезування з опорними ендодонтично лікованими зубами: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня кандидата мед. наук: спец. 14.01.22 „Стоматологія” / Н. М. Дидик. – Львів, 2008. – 18 с.
38. Ирошникова Е.С. Факторы, влияющие на эффективность ортопедического лечения больных / Е.С. Ирошникова, Т.П. Тимофеева-Кольцова, Е.А. Хромченкова // Клиническая стоматология. – 2005. – №3. – С. 34.
39. Алимский А.В. Результаты анкетирования пациентов по изучению уровня мотивации обращаемости их в ЦНИИС за ортопедической стоматологической помощью / А.В. Алимский, Г.В. Белецкий, А.А. Карцев, Ю.И. Климашин // Вісник стоматології. – 2004. – № 2. – С. 88-91.
40. Куцевляк В.Ф. Розробка, обґрунтування клінічного застосування та аналіз властивостей нового вітчизняного мікрогібридного пломбувального матеріалу / В.Ф. Куцевляк, М.М. Бірюкова, В.І. Бок, С.В. Іваненко // Український стоматологічний альманах. – 2009. – № 4. – С. 6-11.
41. Фастовець О.О. Щодо проблеми експертної оцінки в ортопедичній стоматології / О.О. Фастовець, О.О. Глазков // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – №3. – С. 358-362.
42. Малый А.Ю. Конфликтные ситуации в стоматологии и факторы защиты врачей от необоснованных претензий / А.Ю. Малый // Медицинское право. – 2003. – №3. – С. 31-34.
43. Дворник В.М. Оцінка якості життя пацієнтів з прикусом, що знижується, до та у процесі ортопедичного лікування / В.М. Дворник // СМБ. – 2008. – №4. – С. 77-80.
44. Павленко М.А. Алгоритмы лечения стоматологических заболеваний / М.А.Павленко. – Львов. – 2006. – 56 с.

45. McGivney G. P. McCracken's Removable partial prosthodontics 12th edition / G. P. McGivney, A. B. Carr, D. T. Brown. Canada, 2010. – 400 p.
46. Loney R. W. Removable Partial Dentures / L.W. Loney. Canada: Dalhousie University, 2011. – 108 p.
47. Гуца Д.К. Вплив мікроелементного складу ротової рідини на її електропровідність при користуванні металевими зубними протезами / Д.К. Гуца // Современная стоматология. – 2009. – № 2. – С. 135-139.
48. Дорубець А.Д. Провідні причини непридатності незнімних конструкцій зубних протезів / А.Д. Дорубець // Стоматологія – вчора, сьогодні і завтра, перспективні напрямки розвитку: матеріали ювіл. міжнар. наук.-прак. конф.: тези доп. – Івано-Франківськ, 2009. – С. 105.
49. Ибрагимов Т.И. Стоматология. Запись и ведение истории болезни / Т.И. Ибрагимов, В.В. Афанасьев, Барер Г.М. // Практическое руководство. – М.– 2006. – 320 с.
50. Киртаева А.В. Сравнительная характеристика пластмасс в ортопедической стоматологии / А.В. Киртаева, Д.И. Петухов, В.П. Цыганов // Здоровье и образование в XXI веке. – 2011. – №2. – С. 288.
51. Hussain M. Quality of Life in Pediatric Patients after providing removable acrylic partial denture / M. Hussain, S. Hassan, S. Ali, M. Khan, W. Tanveer // Pakistan Oral & Dental journal. – 2014. – № 34(3). – P. 64-67.
52. Лабунець В.А. Загальні положення забезпечення системи якості в зубо-технічному виробництві / В.А. Лабунець, О.В. Козлов, В.Ф. Шаблій, А.І. Подабуєва, С.Р. Кончічев, І.А. Хачіров // Вісник стоматології. – 2010. – № 1. – С. 49-51.
53. Захаров Д.З. Современные керамические материалы, используемые в ортопедической стоматологии для изготовления зубных протезов / Д.З. Захаров // Стоматология. – 2009. - № 2. – С. 80-82.
54. Гудянов А.И. Причины повторного изготовления протезных конструкций у пациентов с заболеваниями пародонта / А.И. Гудянов, Н.А. Стариков // Маэстро стоматологии. – 2009. – № 1 (33). – С. 18-20.

55. Konstantinova D. Investigations of the masticatory function of patients with different types of prosthetic constructions / D. Konstantinova // *International Journal of Pharmaceutical and Medical Research* . – 2014. – V.2. – P. 8.

56. Монастырева Н. Н. Клиническая оценка эффективности применения различных форм профилактики осложнений слизистой оболочки полости рта после ортопедического лечения / Н.Н. Монастырева, Р.В. Золоев // *Вестник медицинского стоматологического института*. – 2013. – №4(27). – С. 18.

57. Девдера О.І. Аналіз Гігієнічного стану зубних знімних пластиночних протезів із акрилових пластмас при різних термінах та засобах користування ними / О.І. Девдера // *Український медичний альманах*. – 2011. – №14. – С. 61-62.

58. Kaplan P. Flexible Partial Denture Variations: The Use of Circumferential, Combination, and Continuous Clasp Designs/ P. Kaplan // *Dentistry Today*. – 2012. – № 31(10). – P. 138-141.

59. Jepson N. Removable Partial Dentures / N. Jepson. – Newcastle University: Quintessence Publishing. – 2005. – 140 p.

60. Марков А.А. Функционально направленное протезирование при полном вторичном отсутствии зубов / А.А. Марков, С.Ю. Мухлаев, В.Л. Тен, В.С. Бочаров // *Тихоокеанский медицинский журнал*. – 2013. – № 1. – С. 91.

61. Остроголов Д. Ф. Математическое обоснование метода армирования с помощью пространственной модели полного съёмного протеза // *Український стоматологічний альманах*. – 2009. – №3. – С. 15-19.

62. Tyson K. Understanding partial denture design. / K. Tyson, R. Yemm, B. Scott. – Oxford: Oxford University Press., 2007. – 154 p.

63. Akin H. Investigation of bonding properties of denture bases to silicone-based soft denture liner immersed in isobutyl methacrylate and 2-hydroxyethyl methacrylate / H. Akin, F. Tugut, F. Mutaf, U. Guney // *J Adv Prosthodont*. – 2014. – № 6. – P. 121-125.

64. Шутурмінський В.Г. Покращення адаптації до протезів із без акрилової пластмаси за допомогою адаптаційного гелю / В.Г. Шутурмінський // *Український стоматологічний альманах*. – 2009. – №4. – С. 28-29.

65. Гоцко Ю.М. Ультраструктура слизової оболонки ясен пацієнтів при довготривалому носінні незнімних протезів, виготовлених із пластмаси, металокераміки та сплавів із золотом / Ю.М. Гоцко // Клінічна стоматологія. – 2014. – № 3. – С. 83.

66. Kimoto S. Clinical effects of acrylic resilient denture liners applied to mandibular complete dentures on the alveolar ridge / S. Kimoto, K. Kimoto, A. Gunji, Y. Kawai, H. Murakami, K. Tanaka, K. Syu, H. Aoki, M. Toyoda, K. // J. Oral Rehabil. – 2007. – № 34. – P. 862-869.

67. Hussain A.I. Lifetime of Complete Dentures / A.I. Hussain // Iraq Academic Scientific Journal. – 2007. – № 17. – P. 12.

68. Каливраджиян Э.С. Влияние базисных пластмасс на слизистую оболочку протезного ложа / Э.С. Каливраджиян, Н.А. Голубев. – Воронеж, 2010. – С. 3-7.

69. Коваленко О.И. Клинико-лабораторное обоснование применения базисной пластмассы на основе нейлона: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 / О.И. Коваленко. – М., 2011. – 16 с.

70. Садыков М.И. Модернизированный базисный материал для изготовления съемных зубных протезов / М.И.Садыков, А.М. Нестеров // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №1. – С. 6-12.

71. Abduo J. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams / J. Abduo // International Journal of Dentistry. – Vol. 2014. – P. 15.

72. Нідзельський М.Я. Аналітичний огляд реакцій тканин ротової порожнини на знімні зубні акрилові протези при їх користуванні / М.Я. Нідзельський, Л.Р. Криничко // Проблеми екології та медицини. – 2010. – Т.14, № 3. – С. 8-11.

73. Кузнецов В.В. Клініко-експериментальне обґрунтування застосування технології електромагнітної обробки акрилових пластмас при виготовленні знімних пластинкових протезів: автореф. дис. на здобуття наук, ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / В.В. Кузнецов. – Полтава, 2004. – 18 с.

74. Лебеденко И.Ю., Электронномикроскопическое изучение шероховатости и пористости поверхности образцов базисных стоматологических пластмасс после различной обработки поверхности/ И.Ю. Лебеденко, А.Д. Алиев, С.М. Вафин, О.И. Коваленко // Cathedra-стоматологическое образование в России. – 2010. – №33-34. – С. 78-81.

75. Рожко М.М. Ортопедична стоматологія / М.М. Рожко, В.П. Неспрядько. – Київ: Книга плюс, 2003. – 222 с.

76. Комар І.Г. Дослідження властивостей пластмас холодної полімеризації для тимчасового протезування / І.Г. Комар // Современная стоматология. – 2006. – № 2. – С. 139-141.

77. Король М.Д. Матеріалознавство в стоматології / Король М.Д. – Вінниця: – Нова книга, 2008. – С. 12-25.

78. Марченко Н. В. Визначення залишкового мономера і вивчення мікроструктури базису знімного пластинкового протеза, армованого поліетиленом / Н. В. Марченко // Вісник наукових досліджень. – 2008. – №2(51). – С. 54-55.

79. Ожоган З.Р. Клінічна й експериментальна порівняльна оцінка вдосконалених методів виготовлення естетичних незнімних конструкцій зубних протезів / З.Р. Ожоган, О.М. Яковин // Український стоматологічний альманах. – 2014. – №2. – С. 41-46.

80. Seltzer N. Predictable removable partial dentures using proper design and rest preparations / N. Seltzer // Dentistry Today. – 2007. – № 9(26). – P. 124-127.

81. Rodan R. Adverse effects of removable partial dentures on periodontal status and oral health of partially edentulous patients / R. Rodan, M. Ajarmah // Journal of the Royal Medical Services. – 2012. – № 19. – P. 53-58.

82. Глинкина В.В. Необходимость внедрения новых материалов для изготовления съёмных протезов / В.В. Глинкина // Сборник материалов международной научно-практической конференции "Медицинские и фармацевтические науки: стратегические приоритеты развития и инновационные решения". – Днепропетровск. – 2013. – С.22.

83. Ершов С.А. Клініко-експериментальне обґрунтування удосконаленої методики виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій з без металевої кераміки: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.00.22 «Стоматологія» / С.А. Ершов. – К., 2011. – 19 с.

84. Садыков М.И. Сравнительная оценка протезирования больных полными съёмными акриловыми протезами / М.И. Садыков, А.Г. Нугуманов // Сибирский медицинский журнал. – 2012. – №1. – С. 119-121.

85. Кузь В.С. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. – 2014. – №2 (46). – С. 179-183.

86. Кобзиста Н.О. Клінічні прояви непереносимості стоматологічних матеріалів / Н.О. Кобзиста, І.П. Тютюник // Український стоматологічний альманах. – 2007. – № 5. – С. 60.

87. Sultan J. General complications in patients wearing polymethylmethacrylate heat cure acrylic resin partial removable dental prostheses / J. Sultan, M.R. Memon, N. Kashif M. Kashif // Pakistan Oral & Dental Journal. – 2015. – №2(35). – P. 339-342.

88. Нидзельский М.Я. Повышение прочностных характеристик акриловых пластмасс для базисов съёмных протезов с помощью электромагнитной технологии / М.Я. Нидзельский, В.В. Кузнецов // Современная стоматология. – 2012. – №2. – С. 99-10.

89. Рубленко С.С. Особенности протезирования при частичной потере зубов / С.С. Рубленко, И.П. Артюхов, С.В. Кунгуров, Г.Г. Манашев // Проблемы стоматологии. – 2012. – №4. – С. 40-42.

90. Нідзельський М.Я. Порівняльна характеристика рівня залишкового мономеру в базисах знімних протезів із акрилових пластмас, виготовлених за різними технологіями полімеризації / М.Я. Нідзельський, В.Ю. Давиденко, Г.М. Давиденко, В.В. Кузнецов, В.М. Соколовська // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – Вип. 2(2). – С. 45-48.

91. Сенчакович Ю.В. Вплив метакрилату на функцію слинних залоз / Ю.В. Сенчакович, Г.А. Єрошенко, К.С. Казакова, С.М. Білаш // СМБ. – 2014. – №1 (43). – С. 181-185.

92. Дорошенко О.М. Цитотоксична дія метилового ефіру метакрилової кислоти зі зшивагентом / О.М. Дорошенко // Фармакологія та лікарська токсикологія. – 2009. – № 1(8). – С. 13-14.

93. Заварзин М.Ю. Морфофункциональные изменения в слизистой оболочке и костной ткани нижней челюсти под влиянием двухслойных частичных съемных пластиночных протезов: дис. канд. мед. наук: 14.00.21 / М.Ю. Заварзин. – Воронеж, 2004. – 19 с.

94. Прошин А.Г. Влияние съемных пластиночных протезов, изготовленных их акриловых пластмасс, на структурно-функциональные свойства клеточных мембран слизистой оболочки полости рта / А.Г. Прошин, А.В. Лепилин, В.И. Рубин // Стоматология. – 2003. – № 2. – С. 51-54.

95. Левицкий А. П. Ферментативный метод определения дисбиоза полости рта для скрининга про- и пребиотиков: метод. рекоменд. / Левицкий А. П., Макаренко О. А., Селиванская И. А. – Киев, 2007. – 22 с.

96. Макеев В.Ф. Оцінка стану гігієни ротової порожнини за наявності в ній ортопедичних конструкцій при застосуванні різних гігієнічних засобів: матеріали III (X) з'їзду Асоціації стоматологів України / Макеев В.Ф., Пришляк В.Є., Брицька В.С. – Полтава, 2008. – С. 405-406.

97. Кудасова Е.О. Клинико-морфологическое исследование слизистой оболочки полости рта при воздействии базисных материалов: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Е.О. Кукасова. – Новосибирск, 2005. – 122 с.

98. Кусевицкий Л.Я. Сравнительная характеристика побочного действия различных конструкций зубных протезов: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Л.Я. Кусевицкий. – СПб., 2007. – 24 с.

99. Чиркова Н.В. Клинико-экспериментальное обоснование применения модифицированного эластичного акрилового полимера для базисов съемных пластиночных протезов: автореф. дис. на соискание ученой степени доктора мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Н.В. Чиркова. – Воронеж, 2003. – 20 с.

100. Аль Хатиб Шаді Аднан Зміни в порожнині рота при лікуванні різними конструкціями ортодонтичних апаратів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / Аль Хатиб Шаді Аднан. — Полтава, 2007. – 17 с.

101. Козлов В.В. Влияние съемных ортопедических конструкций на количественный состав полости рта / В.В. Козлов, С.В. Кунгуров // Сиб. мед. обозрение. – 2010. – №3. – С. 43.

102. Linda J. The influence of removable partial dentures on the periodontal health of abutment and non-abutment teeth / J. Linda, Sh. Kujtim, P. Teuta // Eur J. Dent. – 2015. – № 9(3). – P. 382-386.

103. Preshaw P. M. Walls AWG, Jakubovics NS et al . Association of removable partial denture use with oral and systemic health / P.M. Preshaw, A.W. Walls, N.S. Jakubovics et al. // J Dent. – 2011. – № 39. – P. 711-19.

104. Голік В.П. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей полімерних облицювальних матеріалів „Сінма-М”, “Suprepoint” та „Сінма-М+V” : матеріали III (X) з’їзду Асоціації стоматологів України / В.П. Голік, Н.М. Бреславець. – Полтава, 2008. – С. 367-368.

105. Шинчуковський І.А. Показання, клінічні особливості заміщення дефектів коронок бокових зубів вкладками та технологія їх виготовлення: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.22 "Стоматологія" / Шинчуковський І.А. – Київ, 2006. – 22 с.

106. Клёмин В. А. Взаимодополнение цвета при использовании пластмассы Синма-М / В.А. Клёмин, Ю.А. Васькова, В.В. Кубаренко // Стоматолог. – 2008. – № 11. – С. 42-44.

107. Трезубов В.Н. Взаимодействие съёмного протеза с организмом больного / В.Н. Трезубов, Л.М. Мипшев // Труды 6 Съезда Стоматологической Ассоциации России. – М., 2000. – С. 409-411.

108. Трезубов В.Н. Ортопедическая стоматология: Прикладное материаловедение / В.Н.Трезубов, М.З.Штейнгарт, Л.М. Мишнев // СПб., 2003. – 384 с.

109. Фліс П. С. Ортодонтія / П. С. Фліс. – Київ-Вінниця: Нова книга, 2007. – 306 с.

110. Ющенко П.Л. Позитивні властивості силіконових відбиткових матеріалів / П.Л. Ющенко, Д.М. Король, О.Д. Оджубейська, Є.Є. Виженко // ПЭМ. – 2012. – №1-2. – С. 43.

111. Писаренко О.А. Вплив характеристик гідрофільності відбиткового матеріалу на якість реставрації виконаної за терапевтичними шаблонами / О.А. Писаренко, Д.Р. Шиленко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. – 2014. – №2(46). – С. 99-101.

112. Fenske C. Influence of different impression materialson the reliability of dimensional reproduction of model preparations / C. Fenske, M.R. Sadat-Khonsary, E. Dade, H.D. Jude // Jahrestagung Der DGZPW, Leipzig 19-21. March. – 2008. – P. 10.

113. Tan K.M. Modified fluid wax impression for a severely resorbed edentulous mandibular ridge / Tan K.M., M.T.Sinkger, R. Masri, C.F. Driscoll // J Prosthet Dent. – 2009. – №4(101). – P. 279-282.

114. Graig R.G. Review of dental impression materials / R.G. Graig // Adv Dent Res. – 2008. – №2. – P. 51-64.

115. Polido W. Digital impressions and handling of digital models: the future of Dentistry / W. Polido // Dental Press J. Orthod. – 2010. – №5. – P. 72-75.

116. Moreira A.H. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review / A.H. Moreira F. Rodrigues J. Fonseca // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2015. – Vol.2. – P. 751-754.

117. Гризодуб В.И. Силиконовые оттисковые материалы – перспективы применения в ортопедической стоматологии и новые разработки /

В.И. Гризодуб, Д. В. Гризодуб // Український стоматологічний альманах. – 2008. – № 6. – С. 25-27.

118. Гризодуб Д. В. Оттисковые материалы – классификация, клиническая характеристика, новые разработки // Вісник стоматології. – 2009. – № 3. – С. 72-75.

119. Дойников А.И. Зуботехническое материаловедение / А.И. Дойников, В.Д. Синицын // Москва: Медицина, 2006. – 208 с.

120. Kumar S.R. Novel dental composite material reinforced with silane functionalized micro sized gypsum filler particles / S.R. Kumar, A.Patnaik // J. Med Life. – 2015. – Vol.3. – P. 52-54.

121. Галонский В.Г. Непосредственные ортопедические мероприятия после верхнечелюстной резекции / В.Г. Галонский., А.А. Радкевич, Т.В. Казанцева // Сиб. мед. журн. (Иркутск). – 2009. – №4. – С. 59-62.

122. Ющенко П.Л. Порівняльна характеристика С-Силіконових і А-силіконових відбиткових матеріалів / М.Д. Король, Д.М. Король, П.Л. Ющенко // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №2. – С. 132-140.

123. Агаджанян Э.Г. Сравнительные характеристики оттисковых масс / Э.Г. Агаджанян // Современная стоматология. – 2007. – № 4. – С. 133-137.

124. Dhananjay S. G. Two-step impression for atrophic mandibular ridge / S. G. Dhananjay, Y.K. Ashwini, S.A. Gangadhar, S.B. Lagdive // Gerodontology. – 2012. – №2(29). – P. 1195-1197.

125. Massad J.J. Vinyl polysiloxane impression material in removable prosthodontics. Part 1: edentulous impressions / J.J. Massad, D. R. Cagna // Compend Contin Educ Dent. – 2007. – №8(28). – P. 452-459.

126. Бредихина К.О. Оценка качества оттисков при гибридном лакировании // Вестник МГУП. – 2013. – №6. – С. 83-88.

127. Nakan B. Complication rates and patient satisfaction with removable dentures / B. Nakan, Ozge E., E. Selen, C. Melahat, A. Gokcen, G. Onur // J Adv Prosthodont. – 2012. – №4. – P. 109-115.

128. Coachman C. The reconstruction of pink and white esthetics / Christian Coachman // International Dentistry. – 2009. – V.12,N3. – P. 88-93.

129. Арутюнов С.Д. Програмное измерение параметров усадки и набухания образцов стоматологических оттискных материалов / С.Д. Арутюнов, С.А. Муслов, З.В. Сакиева, А.А. Пивоваров, Д.С. Арутюнов, М.С. Деев, А.Б. Балоян // *Фундаментальные исследования*. – 2015. – №3. – С. 453-456.
130. Farah J. Elastomeric Impression Materials / J. Farah, J. Powers // *The dental advisor*. – 2003. – №10(20). – P. 23-27.
131. Wiley J. Alginate dental impression materials: Chemistry, structure, and properties / *Journal of Biomedical Materials Research*. – 2004. – Vol. 20. – P. 65-67.
132. Nandini V. Alginate impressions: A practical perspective / V. Nandini, K.Venkatesh // *J Conserv Dent*. – 2008. – Vol.11. – P. 37-41.
133. Rubel B.S. Impression materials: A comparative review of impression materials mostly used in restorative dentistry / B.S. Rubel // *Dent Clin North Am*. – 2007. – № 51. – P. 629-642.
134. Craig R.G. Review of Dental Impression Materials / R.G. Craig // *Advances in Dental Research*. – 2008. – Vol.2. – P. 51-54.
135. Сафаров А.М. Состояние слизистой оболочки протезного ложа при съемном протезировании / А.М. Сафаров // *Вісник стоматології*. – 2010. – № 2. – С. 121-123.
136. Король М.Д. Застосування самарій-кобальтових магнітів у знімному та незнімному зубному протезуванні. Огляд літератури / М.Д. Король, Д.М. Король, Н.В. Головка // *Новини стоматології*. – 2008. – № 1(54). – С. 53-55.
137. Брехлічук П. П. Анализ объемной усадки силиконовых оттисков при дезинфекции химическим методом / П.П. Брехлічук, О.В. Клітинська // *Вісник проблем біології і медицини*. – 2012. – №3. – С. 194-198.
138. Біда В.І. Підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих з дефектами коронок зубів і зубних рядів незнімними конструкціями зубних протезів шляхом профілактики рецесії ясенного краю / В.І. Біда, Н.О. Бакшутова, І.І. Паливода // *Український стоматологічний альманах*. – 2015. – № 1. – С. 56-58.
139. Гайдук О.Г. Застосування силіконових відтискних мас "Stomaflex solid" та "Zetaplus" для отримання зліпків з об'ємних слідів / О.Г. Гайдук, С.Й.

Гонгало // Часопис Національного університету "Острозька академія". – 2014. – № 1. – С. 35-38.

140. Amin W. M. The effects of disinfectants on dimensional accuracy and surface quality of ompression materials and gypsum casts / W. M. Amin., H. A. Muna, S. Tarawneh, S. Taha, M. Saleh, N. Ereifij // J Clin Med Res. – 2009. – №2. – P. 81-89.

141. Hyde, T.P. A Randomised Controlled Trial of Complete Denture Impression Materials / T.P. Hyde, H.L. Craddock, J.C. Gray // Journal of Dentistry. – 2014. – №42(8). – P. 895-901.

142. McCord J.F. Does the nature of the definitive impression material influence the outcome of (mandibular) complete dentures? / J.F.McCord, L.M. McNally, P.W. Smith, N.J. Grey // European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry. – 2005. – №13. – P. 105-108.

143. Дьяконенко Е.Е. Прочность связи керамики с благородными, неблагородными и титановыми сплавами / Е.Е. Дьяконенко // Новое в стоматологии. – №5 (129). – 2005. – С. 92-99.

144. Власенко А.З. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних і композитних матеріалів / А.З. Власенко, К.М. Стрелковський. – Київ: Здоров'я, 2005. – 164 с.

145. Гришанин Г.Г. Наложение полных съемных пластиночных протезов. Ошибки и осложнения при лечении полной адентии / Г.Г. Гришанин // Харьков: ХНМУ, 2010. – 12 с.

146. Кривенький Т.П. Впровадження новітніх форм навчання студентів-стоматологів // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – №1. – С. 53-57.

147. Булгакова А.И. Современные материалы в стоматологии / А.И. Булгакова // Международный журнал экспериментального образования. – 2015. – №1. – С. 55.

148. Müller F. Knowledge and attitude of elderly persons towards dental implants / F. Müller, K. Salem, C. Barbezat , F.R. Herrmann, M. Schimmel // Gerodontology. – 2012. – №29. – P. 914-923.

149. Wassell R. W. Crowns and other extra-coronal restorations: Impression materials and technique / D. Barker A. W. G. Walls // *British dental journal*. – Vol.192, №12. – 2012. – P. 679-690.

150. Muzaffar D. Dimensional changes in alginate impression during immersion in a disinfectant solution / D.Miizaffar, S. H. Ahsan, A. Afaq // *J Pak Med Assoc*. –2011. – Vol. 61. – № 8. – P. 756-759.

151. Hernandez-Santos N. Th 17 cells confer long-term adaptive immunity to oral mucosal *Candida albicans* infections / N. Hernandez-Santos, A.R. Huppler, A.C. Peterson, S.A. Khader, K.C. McKenna // *Mucosal Immunol*. – 2013. – № 6. – P. 900-910.

152. Абдурахманов А.И. Пластмассы горячей полимеризации и технология формовки базисных протезов / А.И. Абдурахманов. – Махачкала, 2011. – 23 с.

153. Каливраджиян Э.С. Изучение свойств базисных пластмасс с добавлением наноразмерного серебра / Э.С. Каливраджиян, А.В. Подопригора, В.С. Калениченко // *Институт стоматологии*. – 2011. – Т.3, №52. – С. 92.

154. Фліс П.С. Техніка виготовлення знімних протезів / П.С. Фліс, Т.М. Банник // К: Медицина, 2008. – 256 с.

155. Ashley M. Making a good impression: A how to paper on dental alginate / M. Ashley // *Dent Update*. – 2005. – № 32. – P. 169-75.

156. Al-Ahmad A. Pressure generated on a simulated mandibular oral analog by impression materials in custom trays of different design / A. Al-Ahmad, R. Masri, C. F. Driscoll, J. Fraunhofer, E. Romberg // *J Prosthodont*. – 2006. – №15(2). – P. 95-101.

157. Marxkors R. Removable partial dentures / R. Marxkors // *New in dentistry*. – 2007. – № 7. – P. 36-49.

158. Мартиненко І.М. Хронометричні дослідження клінічного етапу отримання функціонального відбитку при виготовленні повних знімних протезів // *Вісник проблем біології і медицини*. – 2014. – № 2. – С. 242-245.

159. Chandrashekharan N.K., A.T. Kunnekel, M. Verma, R.K. Gupta A technique for impressing the severely resorbed mandibular

edentulousridge / N.K. Chandrashekharan , A.T. Kunnekel, M. Verma, R.K. Gupta // J Prosthodont. – 2012. – № 21. – P. 215-218.

160. Гасюк П.А. Критерії оцінки деяких сучасних відтискних силіконових матеріалів при протезуванні з використанням імплантантів / П.А. Гасюк, М.Д. Король // Український стоматологічний альманах. – 2008. – №3. – С. 29-30.

161. Коннов В.В. Качественный функциональный оттиск – основная составляющая эффективного лечения пациентов с отсутствием забуов / В.В. Коннов, Д.Х. Разаков, М.И. Кленкова, Я.Ю. Анисимова // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 10-9. – С. 1729-1731.

162. Lynch C.D. Management of the flabby ridge: using contemporary materials to solve an old problem / C. D. Lynch, P.F. Allen // Br Dent J 2006. – №200. – P. 258-261.

163. Christensen G. J. Making fixed prostheses that are not too high / G. J. Christensen // J Am Dent Assoc. – 2006. – № 137. – P. 96-98.

164. Луганский В.Л. Оптимизация клинико-лабораторных этапов получения оттисков при полном отсутствии зубов / В.Л. Луганский, С.Е. Жолудев // Институт стоматологии. – 2006. – № 3. – С. 40-43.

165. Тимошенко М.В. Клініко-експериментальне обґрунтування показань до вибору відбиткового матеріалу і методики отримання відбитків при ортопедичному лікуванні стоматологічних хворих: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.00.21 "Стоматологія" / Тимошенко М.В. – Мінськ, 2003. – 25с.

166. Григоренко Я.М. Определение опорных реакций частичных съёмных протезов / Я.М. Григоренко, А.Я. Григоренко, В.П. Неспрядько, Н.Н. Тормахов, Д. А. Тихонов // Вісник проблем біології і медицини. – 2012. – №3, Т.2. – С. 136-139.

167. Герасимчук П.Г. Покращення стабілізації повних знімних протезів у пацієнтів із періодичними набряками слизової оболонки / П.Г. Герасимчук, І.В. Машейко, І.Л. Яловий // Український стоматологічний альманах. – 2014. – №2. – С. 23-27.

168. Воронов А. П. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов / А.П. Воронов, И.А. Воронов, И.Ю. Лебеденко. – М.:«Медпресс-Информ», 2006. – 320 с.

169. Саввиди К.Г. Особенности психологии пациентов пожилого и старческого возраста с полной потерей зубов и выбор тактики ортопедического лечения / К.Г. Саввиди, Г.Л. Саввиди, К.Е. Ратников // Верхневолжский медицинский журнал. – 2012. – Т. 10, № 1. – С. 29-34.

170. Freitas J.B. Relationship between the use of full dentures and mucosal alterations among elderly Brazilians / J.B. Freitas, R.S. Gomez, M.H. De Abreu // J Oral Rehabil. – 2008. – № 35. – P. 370-374.

171. Blasiak J. Perspectives on the use of melatonin to reduce cytotoxic and genotoxic effects of methacrylate-based dental materials / J. Blasiak, J. Kasznicki, J. Drzewoski [et al.] // Journal of Pineal Research. – 2011. – Vol.51, №2. – P. 157–162.

172. Vasudeva A. Monomer systems for dental composites and their future: a review / A. Vasudeva // Journal of the California Dental Association. – 2009. – Vol. 37, № 6. – P. 389–398.

173. Jainkittivong A. Oral mucosal lesions in denture wearers / A. Jainkittivong, V. Anesksuk, R. P. Langlais // Gerodontology. – 2010. – № 27. – P. 26-32.

174. Бабаев М. С. Получение нанодисперсий полимер-коллоидных комплексов на основе модифицированного полисульфонилпирролидиний хлорида / М.С. Бабаев, А.И. Воробьева, С.В. Колесов, Л.Ф. Стоянова, Г.Е. Заиков// Вестник казанского технологического университета. – 2013. – №11. – С. 150-154.

175. Wöstmann B. Indications for removable partial dentures: a literature review / B. Wöstmann, E. Budtz-Jørgensen, N. Jepson // Int J Prosthodont. – 2005. – №18(2). – P. 139-145.

176. Кудасова Е.О. Свойства базисных полимерных материалов в зависимости от энергетических характеристик их поверхности / Е.О. Кудасова, А.В. Кузнецов, Е.В. Силаев, Ю.М. Магаметханов, Г.Н. Журули, Д.М. Гарафутдинов // Российский стоматологический журнал. – 2009. – №5. – С. 32-36.

177. Кіндій Д.Д. Щодо питання різних методів полімеризації базисних пластмас / Д.Д. Кіндій, В.Д. Кіндій, К.Д. Тончева // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №4. – С. 57-64.

178. Варес Э.Я. Литьевым термопластам медицинской чистоты – дорогу в стоматологическую ортопедию / Э.Я. Варес, В.А. Нагурный, Я.Э. Варес // Стоматология. – 2004. – Т. 83, №6. – С. 7576.

179. Zwiad A. New clinical technique for fabrication immediate partial denture / A. Zwiad // Dental Hypotheses. – 2013. – № 4(4). – P. 139.

180. Киприн Д.В. Изготовление пластмассового пластинчатого зубного протеза для восстановления адентии челюстей / Д.В. Киприн, П.А. Самоџсов, Т.И. Ибрагимов, С.А. Бондарь, В.А. Юрьев // Сибирское медицинское обозрение. – 2012. – №4. – С. 30-32.

181. Неспрядько В.П. Клиническое обоснование усовершенствованного ортопедического лечения больных с сочетанием полной и частичной потери зубов / В.П. Неспрядько, О.В. Барановський, Д.О. Тихонов // Вісник проблем біології і медицини. – 2013. – №2. – С. 319-323.

182. Фастовець О.О. Дослідження змін мікроциркуляції крові в тканинах протезного ложа при користуванні повними знімними протезами / О.О. Фастовець, Р.А. Котелевський, А.Є. Крижановський // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №4. – С. 248-255.

183. Неспрядько В.П. Особливості ортопедичного лікування хворих з поєднанням повної та часткової втрати зубів / В.П. Неспрядько, О.В. Барановський, Д.О. Тихонов. // Вісник проблем біології і медицини. – 2013. – №1, Т.1. – С. 173-177.

184. Кузнецов В.В. Удосконалення технології покращення якості базисів знімних пластинкових протезів / В.В. Кузнецов, О.А. Писаренко // Український стоматологічний альманах. – 2011. – №1. – С. 115-121.

185. Мартиненко І. М. Клінічне розв'язання проблеми фіксації повних знімних протезів / І.М. Мартиненко // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №1. – С. 55-63.

186. Рожко М.М. Зубопротезна техніка / М.М. Рожко, В.П. Неспрядько // К.: Книга плюс, 2006. – 543 с.

187. Шарбенко Т.В. Унормованість термінів з ортопедичної стоматології / Т.В. Шарбенко, Т.О. Лещенко // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №2. – С. 151-154.

188. Шахновський І.В. Розробка вдосконаленої конструкції та технології виготовлення повних знімних протезів при несприятливих анатомо-функціональних умовах протезного ложа: авто-реф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / І.В. Шахновський. – Одеса, 2009. – 20 с.

189. Неспрядько В.П. Оптимізація схеми комплексного лікування генералізованого пародонтиту з урахуванням прогнозування ефективності ортопедичного лікування / В.П. Неспрядько, І.О. Жданович // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. – 2013. – №2 (42). – С. 38-42.

190. Доменюк Д.А. Особенности микроструктуры полимерных базисных материалов для съёмных зубных протезов / Д.А. Доменюк, С.Н. Гаража, Е.Н. Иванчева // Кубанский научный медицинский вестник. – 2009. – №9. – С. 38-43.

191. Bassi F. Overdenture therapy and worst-case scenarios: alternative management strategies / F. Bassi // Int. J. Prosthodont. – 2007. – Vol.20, N4. – P. 350-353.

192. Kossioni A.E. The prevalence of denture stomatitis and its predisposing conditions in an older Greek population. / A.E. Kossioni // Gerodontology. – 2011. – №8. – P. 85-90.

193. Кузнецов В.В. Покращення якості базисних матеріалів для знімних протезів / В. В. Кузнецов // Вісник стоматології. – 2008. – № 1. – С. 91-92.

194. Коваленко О.И. Сравнительная оценка физико-механических свойств термопластов для изготовления базисов съёмных зубных протезов / О.И. Коваленко., Д.В. Серебров // Материалы 6-й межд. науч. конф. студ. и мол. уч. «Настоящее и будущее медицины». – Винница. – 2009. – С. 116-117.

195. Шутурмінський В.Г. Дослідження неспецифічної резистентності ротової рідини в користувачів знімними частковими протезами, виготовленими з різних матеріалів / В.Г. Шутурмінський, Л.С. Кравченко // Медичні перспективи. – 2010. – №1. – С. 59-63.

196. Гризодуб В.І. Визначення оклюзійної кривої протезів у ротовій порожнині хворих при повній відсутності зубів / В.І. Гризодуб, О.П. Голубничий, Н.В. Кричка, Д.В. Гризодуб, С.А. Гордієнко, М.В. Кажоцина // Український стоматологічний альманах. – 2010. – №4. – С. 46-47.

197. Краков К.Г. Непереносимость съемных пластиночных зубных протезов и патогенетическое обоснование применения биокерамического покрытия для ее устранения: дис. канд. мед. наук: 14.00.21 / Краков К.Г. – Москва, 2004. – 211 с.

198. Кишко Э.В. Преимущества безметалловых протезов на дентальных имплантатах (экспериментальное электрохимическое исследование) / Э.В. Кишко, В.А. Рудаков, В.В. Микрюков, В.И. Перевозников, А.А. Соколов, А.Д. Аксаментов // Сборник научных трудов ИПК ФМБА. – 2011. – С. 71-72.

199. Комар І.Г. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей різних матеріалів для тимчасового протезування, які впливають на їхню міцність і клінічну стабільність / І.Г. Комар, О.С. Кирманов // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №2. – С. 58-61.

200. Jacob M. Comparative evaluation of tensile bond strength of a polyvinyl acetate-based resilient liner following various denture base surface pre-treatment methods and immersion in artificial salivary medium: An in vitro study / M. Jacob, D. Philip, M. Hanraj // Contemporary Clinical Dentistry. – 2012. – № 3. – P. 298.

201. Бреславец Н.Н. Микроструктура полимерных облицовочных материалов для несъемных конструкций зубных протезов // Український стоматологічний альманах. – 2010. – №4. – С. 38-44.

202. Розуменко В. А. Клиническая апробация усовершенствованного метода изготовления съемного пластиночного протеза при непереносимости акриловой пластмассы // Український стоматологічний альманах. – 2011. – №4. – С. 98-110.

203. Жулев Е. Н. Биомеханика металлокерамических мостовидных протезов при замещении малых дефектов боковых отделов зубных рядов / Е. Н. Жулев, О. В. Сулягина, Н. В. Леонтьев // *Соврем. технол. мед.* – 2009. – №2. – С.36-40.

204. Жеребцов А.Ю., Кирилина М.Р., Бутова В.Г. Индивидуальный срок службы на зубные протезы / А.Ю. Жеребцов, М.Р. Кирилина, В.Г. Бутова // *Матер. межинститут. науч. конф. с междунар. участием, посвящ. 65-лет. окончания Второй мировой войны.* – М., 2010. – С. 80-83.

205. Адаменко Н. А. Исследование условий наноструктурирования при ударно-волновой обработке металлополимерных композиций / Н. А. Адаменко, А. В. Казуров, А. И. Лямин, И. В. Сергеев // *Известия ВолгГТУ.* – 2010. – №4. – С. 59-61.

206. Шашкина Г.А. Биокерамические покрытия с высоким содержанием кальция для медицины / Г.А. Шашкина, М.Б. Иванов, Е.В. Легостаева, Ю.П. Шаркеев, Ю.Р. Колобов, И.А. Хлусов, Н.С. Поженько, А.В. Карлов // *Физ. мезомех.* 2007. – №2. – С. 123-126.

207. Неспрядько В.П. Компенсація малих дефектів зубних рядів у дітей і дорослих / В.П. Неспрядько, К.В. Стороженко // *Український стоматологічний альманах.* – 2013. – №5. – С. 34-41.

208. Гажва С.И.. Ошибки при протезировании с использованием замковых креплений бюгельных и микропротезов / С.И. Гажва, Р.К. Собир // *Нижегородский медицинский журнал.* – Н. Новгород. – 2008. – № 2. – С. 145-146.

209. Гукасян О.А. Клинико-экспериментальное обоснование применения модифицированного разделительного лака при изготовлении съёмных пластинчатых протезов методом литьевого прессования: автореф. дис. на соискание науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / О.А. Гукасян. – Воронеж, 2008. – 119 с.

210. Инсарова Н. И. Основные понятия теории упругости и сопротивления материалов в стоматологии / Инсарова Н.И., Иванов А.А., Гольцев М.В. – Минск: БГМУ, 2005. – 43 с.

211. Скубій І.В. Використання магнітів для фіксації знімних протезів // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №3. – С. 152-158.
212. Колос Г. А. Сравнительная оценка частичных съёмных протезов с различными элементами фиксации / Г. А. Колос, Т. В. Колесова // Вестник Здоровье и образование в XXI веке. – 2006. – №8. – С. 372.
213. Бизяев А. А. Оптимизация ортопедического лечения пациентов при дефектах переднего отдела зубного ряда верхней челюсти / А.А. Бизяев, В.В. Коннов, А.Н. Поспелов, М.В. Афанасов, М.О. Илюхина // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – №3. – С. 369-372.
214. Максюков С.Ю. Пути повышения эффективности повторного протезирования зубов // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2010. – № 9. – С. 119-123.
215. Шутурмінський В. Г. Клінічне обґрунтування нової конструкції знімого протеза при протезуванні великих дефектів зубних рядів у психічно хворих / В.Г. Шутурмінський, О.В. Татаріна // Український стоматологічний альманах. – 2009. – №3. – С. 26-29.
216. Кан В. В. Методы оценки качества жизни у пациентов стоматологического профиля / В. В. Кан, В. Ф. Капитонов, А. В. Лазаренко // СИСП. – 2012. – №10 (18). – С. 60.
217. Ключников О.В. Сколы керамики металлокерамических протезов / О.В. Ключников, Ю.М. Подкорытов, Д.С. Бессчастный, Е.Ю. Подкорытов // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. – 2006. – №2. – С. 173-175.
218. Перевозников В.И. Экспериментально-клиническое и экономическое сравнение современных методов изготовления несъемных временных протезов: автореф. дис. на приобрет. науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 "Стоматология" / Перевозников В.И. – Москва, 2012. – 22 с.
219. Перевозников В.И. Структурные преобразования оксида алюминия в цельнокерамическом материале Procera Allceram на этапах технологического цикла / В.И. Перевозников Д.А. Доменюк // Российский стоматологический журнал. – 2012. – № 6. – С. 4-7.

220. Крищук Н. Г. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния челюсти человека при функциональной нагрузке / Н.Г. Крищук, В.А. Маланчук, А.В. Копчак // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут". – Серія «Машинобудування». – К., 2010. – №59. – С. 55-58.

221. Алешина О.А. Анализ качества стоматологической ортопедической услугим по данным медицинской документации// О.А. Алешина, С.И. Гажва // Медицинский альманах. – 2011. – №1(14). – С. 145-148.

222. Гончаров А. В. Оценка риска и индивидуальное прогнозирование результатов ортопедического лечения при дефектах зубных рядов несъемными протезами: автореф. дис. канд. мед. наук: спец. 14.00.21 "Стоматология" / Гончаров А.В. – Уфа, 2004. – 197 с.

223. Лабунец В.А. Продолжительность, характер затрат врачебного труда на ряд ненормированных видов ортопедической помощи и методика расчёта её величины / В.А. Лабунец // Український стоматологічний альманах. – 2006. – №1, Т.1. – С. 49-52.

224. Бондаренко Н.Н. Аудит качества как объективная необходимость в условиях реформирования стоматологической службы / Н.Н. Бондаренко // Стоматолог. – 2006. – № 2. – С. 3-6.

225. Ермошина М.Ю. Дефекті медицинської документації: значення для наступлення громадянсько-правової відповідальності лікарів-стоматологів / М.Ю. Ермошина // ПЭМ. – 2005. – №20-4. – С. 7-8.

226. Семенов Р. Р. Качество жизни при синдроме болевой дисфункции височно-нижнечелюстного сустава / Р.Р. Семенов, К.С. Гандылян, К.Г. Карарков, А.С. Карпов, С.М. Карпов // Кубанский научный медицинский вестник. – 2012. – №2. – С. 160-163.

227. Рошковский Е.В. Изучение нуждаемости в ортопедической стоматологической помощи лиц пожилого и старческого возраста, а также долгожителей и особенности ее оказания в геронтологических стационарах: автореф. дис. канд. мед. наук. – М., 2008. – 25 с.

228. Дворник В. М. Особливості ортопедичного лікування патологічного стирання твердих тканин зубів з використанням покривних протезів / В.М. Дворник, В.В. Рубаненко, Г.М. Баля, О. Б. Тумакова // СМБ. – 2011. – №4. – С. 83-86.

229. Бутова В.Г. Методические подходы к изучению сроков пользования и сроков службы зубных протезов / В.Г. Бутова, М.Р. Кирилина, А.Ф. Лебедева, А.Ю. Жеребцов // Стоматология для всех. – 2010. – № 2. – С. 26-28.

230. Рединов И.С. Повішення ефективності повторного лечения пациентов при полном отсутствии зубов на нижній челюсти / И.С. Рединов, С.И. Метелица, О.О. Страх // Фундаментальные исследования. – 2014. – №10-2. – С. 356-359.

231. Лабунец В. А. Основы научного планирования и организации ортопедической стоматологической помощи на современном этапе развития / В. А. Лабунец. – Одесса: Институт стоматологии АМН Украины, 2006. – 428 с.

232. Chladek G. Long-Term Soft Denture Lining Materials/ G. Chladek, J. Żmudzki, J. Kasperski // Materials. – 2014. – №7. – P. 5816-5842.

233. Гажва С. И. Оценка стоматологических и общесоматических показателей качества жизни у пациентов с гастродуоденальной патологией / С.И. Гажва, О.В. Шкаредная, Ю.В. Меньшикова // Известия ВУЗов. Медицинские науки. – 2012. – №1. – С. 25-32.

234. Bertolini M. Candida albicans biofilms and MMA surface treatment influence the adhesion of soft denture liners to PMMA resin / M. Bertolini, Y. Cavalcanti, D. Bodrin, W. Silva // Braz Oral Res. (São Paulo). – 2014. – №28(1). – P. 1-6.

235. Гончарова М. В. Актуальные вопросы управления медицинскими организациями на рынке медицинских услуг / М.В. Гончарова, А.А. Лебедев // ЗВ. – 2011. – №4. – С. 29-32.

236. Бадяев И. В. Разработка системі менеджмента качества в стоматологической клинике / И. В. Бадяев // Вестник Росздравнадзора. – 2013. – №2. – С. 54-58.

237. Shuman I. The Hard and Soft Chairside Denture Reline / I. Shuman // Dentaleconomics. – 2014. – №17. – P. 69-73.

238. Чиркова Н.В. Клинико-экспериментальное обоснование применения модифицированного эластичного акрилового полимера для базисов протезов: дис. канд. мед. наук: 14.01.22 / Н.В. Чиркова. – Воронеж, 2003. – 121 с.

239. Walter M. Six-year Clinical Performance of All-Ceramic crowns with Alumina Cores / Walter M., Wolf B., Wolf A., Boening K. // *Int. J. Prosthodont.* – 2006. – Vol. 19. – №2. – P. 162-163.

240. Zweifel P. Managed care in Germany and Switzerland. Two approaches to a common problem / P. ZWEIFEL // *Pharmacoeconomics.* – 1998. – №14. – P. 8.

241. Кричка Н. В. Лечение больных с полным отсутствием зубов пластмассовыми протезами, конструированными по индивидуальным особенностям жевательного аппарата и полимеризованные в среде на границе избыточного давления воздуха: дис. канд. мед. наук: 14.01.22 / Кричка Н.В. – Львов, 1999. – 121 с.

242. Алешина, О.А. Анализ ошибок и осложнений при протезировании с применением несъемных ортопедических конструкций / С.И. Гажва, Г.А. Пашинян, О.А. Алешина // *Стоматология.* – 2010. – №2. – С. 7-8.

243. Монастырева Н.Н. Влияние осложнений после ортопедического стоматологического лечения на качество жизни / Н.Н. Монастырева, Р.В. Золоев // *Стоматология для всех.* – 2013. – №3. – С. 14-15.

244. Лапина Н. В. Динамика показателей качества жизни больных с сопутствующими заболеваниями в процессе стоматологической ортопедической реабилитации / Н.В. Лапина, Ю.В. Скориков, А.С. Аринкина, В.А. Акопова // *Кубанский научный медицинский вестник.* – 2013. – №6(141). – С. 114-117.

245. Лапина Н. В. Показатели качества жизни как субъективная оценка функционального состояния пациентов до и после ортопедического лечения / Н.В. Лапина, Ю.В. Скориков // *Научные ведомости БелГУ.* – 2011. – №10. – С. 223-227.

246. Medina-solis C.E. National survey on edentulism and its geographic distribution, among Mexicans 18 years of age and older / C.E. Medina-solis // *Journal of Oral Rehabilitation.* – 2008. – №35. – P. 237-244.

247. Данилина Т.Ф. Оценка качества стоматологического лечения, как элемент профилактики в стоматологической практике / Т.Ф. Данилина, К.Ю. Салямов // Волгоград: ООО «Бланк», 2010. – 248 с.

248. Сараджев В. В. Влияние бюгельных протезов на качество жизни больных сахарным диабетом / В.В. Сараджев, Р. А Бреусов // ВНМТ. – 2006. – №2. – С. 84-85.

249. Северинова С.К. Клиническая оценка осложнений в ортопедической стоматологии при протезировании несъемными конструкциями / С.К.Северинова, А.И. Жиров, В.Г. Жирова, В.Ф. Шаблей // Таврический медико-биологический вестник. – 2013. – № 4(64). – С. 125-128.

250. Тимошенко М.В. Остаточная деформация оттисков из безводных эластомеров, полученных различными методами // Современ. стоматология. – 2003. – №3. – С. 44-45.

251. Полонейчик Н. М. Сравнительная характеристика эластомерных оттисковых материалов/ Н.М. Полонейчик, М.В. Тимошенко // Организация, профилактика, новые технологии и реабилитация в стоматологии: Материалы 4-го съезда стоматологов Беларуси. – Витебск, 2010. – С. 232-235.

252. Ющенко П.Л. Проблеми застосування альгінатних і силіконових відтискних матеріалів у ортопедичній стоматології / П.Л. Ющенко, О.Д. Оджубейська, М.Д. Король // Український стоматологічний альманах. – 2010. – № 2(2). – С. 126-127.

253. Перевозников В.И. Экспериментально-клиническое и экономическое сравнение современных методов изготовления несъемных временных протезов: дис. канд. мед. наук: 14.00.21 / Перевозников В.И. – Москва, 2012. – 148 с.

254. Тучик Е.С. О значении учетной документации в стоматологических учреждениях / Е.С. Тучик, С.И. Гажва, Р.К. Собир // Актуальные аспекты судебной медицины и экспертной практики. – М. – 2008. – № 1. – С. 169-177.

255. Попова Т.Г. Критерии экспертной оценки профессиональных ошибок и дефектов оказания медицинской помощи на всех этапах стоматологического лечения: дис. докт. мед. наук: 14.00.24 / Попова Т.Г. – Москва, 2008. – 249 с.

256. Марченков А. Е. Неблагоприятные факторы, вызывающие возникновение конфликтных ситуаций в практике детского / А. Е. Марченков // ПЭМ. – 2005. – №19-3. – С. 8-11.

257. Андреева С.Н. Системный анализ оценок, принятых в практике отечественной ортопедической стоматологии: дис. канд. мед. наук: 14.00.21 / Андреева С.Н. – Москва, 2004. – 207 с.

258. Powell R.J. The impact of patient survey feedback in general practice: the influence of practice size / R. J. Powell, , H.J. Powell, M.J.Greco // Journal of Management & Marketing in Healthcare. – 2008. – Vol.1, №.2. – P. 202-213.

259. Алешина О.А. Об ошибках протезирования с применением несъемных ортопедических конструкций / О.А. Алешина // Материалы региональной конференции молодых ученых 2009. – Москва-Казань, 2009. – С. 7-9.

260. Ганчо О.В. Мікробна заселеність ротової рідини за умов застосування силіконових відбиткових матеріалів при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів / О.В. Ганчо, П.Л. Ющенко, М.Д. Король // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №6. – С. 78-85.

261. Nuca C. Oral health-related quality of life evaluation / C. Nuca, D.L. Amariei, T. Rusu, C. Arendt // OHDMBSC. – 2007. – №1. – P. 3-8.

262. Василенко А.В. Лабораторно-экспериментальное обоснование применения нового силиконового оттискного материала отечественного производства: дис. канд. мед. наук: 14.00.21 / Василенко А.В. – Москва, 2006. – 87 с.

263. Доля А.В. Об'ємне моделювання меж ложки-базису термопластичним відбитковим матеріалом «Ортокор-СТ» при виготовленні повних знімних пластинкових протезів: дис. канд. мед. наук: 14.01.22 / Доля А.В. – Харків, 2010. – 170 с.

264. Narayanan A. The Dental Practice Questionnaire: a patient feedback tool for improving the quality of dental practices/ A.Narayanan //Australian Dental Journal. –2014. – Vol. 59. – P. 334-348.

265. Медоева Л.А. Оценка качества ортопедического лечения по результатам социологического опроса / Л.А. Медоева, С.К. Хетагуров // Здоровье и образование в XXI веке. – 2008. – №1. – С. 94-95.

266. Колодина Р.Л. Клинико-лабораторное обоснование нового метода получения прецизионных оттисков: дис. канд. мед. наук: 14.00.21 / Колодина Р.Л. – Москва, 2010. – 92 с.

267. Узбеков Р.М. Микроволновая дезинфекция эластичных вспомогательных и конструкционных материалов в клинике ортопедической стоматологии: дис. канд. мед. наук: 14.01.14 / Узбеков Р.М. – Москва, 2010. – 92 с.

268. Сопоцинский Д.В. Доклиническое исследование нового отечественного сплава на основе золота для металлокерамических зубных протезов / Д.В. Сопоцинский, В.В. Парунов, И.Ю. Лебедеенко, П.А. Колесов // Российский стоматологический журнал. – 2014. – №4. – С. 4-6.

269. Сухоробский Ю.И. Клинико-экспериментальное обоснование применения методов литья сплавов металлов для зубных протезов: дис. канд. мед. наук: 14.01.22 / Сухоробский Ю.И. – Івано-Франківськ, 2009. – 167 с.

270. Ведерникова Л.В. Планирование эстетики керамических виниров без предварительного препарирования зубов / Л.В. Ведерникова, С.Е. Жолудев // Проблемы стоматологии. – 2013. – №5. – С. 32-35.

271. Жолудев С.Е. Клинические аспекты протезирования дефектов зубов в переднем отделе челюстей / С.Е. Жолудев, Л.В. Ведерникова // Проблемы стоматологии. – 2013. – №1. – С. 36-42.

272. Alani A. The prosthetic management of gingival aesthetics / A. Alani, A. Maglad, F. Nohl // British Dental Journal. – 2011. – № 210. – P. 63-69.

273. Шеметов О. С. Методы оценки качества полных съемных протезов / О.С. Шеметов, В.А. Бондалетов, Е.Б. Тумакова // Український стоматологічний альманах. – 2010. – № 4. – С. 95-96.

274. Hickey B. Gingival veneers / B. Hickey, S. Jauhar // Dent Update. – 2009. – №36. – P. 422-424.

275. Бондаренко Н.Н. Быть или не быть стандартам качества стоматологических услуг? / Н.Н. Бондаренко // Экономика и менеджмент в стоматологии. – 2007. – № 1 (15). – С. 80-84.

276. Скрыль, А.В. Восстановление разрушенной коронковой части многокорневых зубов современными ортопедическими конструкциями и материалами / А.В. Скрыль, Ф.Х. Бештокова // Кубанский научный медицинский вестник. – 2009. – №3 (108). – С. 122-127.

277. Khurana R. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices / R. Khurana, C. J. Tredwin, M. Weisbloom, D. R. Moles // Br Dent J. – 2007. – № 203. – P. 675-680.

278. Данилина Т.Ф. Качество жизни пациентов с гальванозом в полости рта / Т.Ф. Данилина, В.Н. Наумова, А.В. Жидовинов, А.В. Порошин, С.Н. Хвостов // Здоровье и образование в XXI веке. – 2012. – №2. – С. 134.

279. Бизяев А.А. Профилактика нарушений фонетической адаптации при изготовлении несъемных ортопедических конструкций / А.А. Бизяев, В.В. Коннов, А.Ю. Перунов, С.А. Кречетов, Н.Д. Бизяева // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2011. – №1. – С. 274-274.

280. Лебеденко И.Ю. Протезирование при полном отсутствии зубов (руководство по ортопедической стоматологии) / И.Ю. Лебеденко, Э.С. Каливрадзиян, Т.И. Ибрагимов, Е.М. Брагин // Международный журнал экспериментального образования. – 2011. – №9. – С. 17-18.

281. Тлустенко В.П. Оптимизация ортопедического лечения больных с полным отсутствием зубов / В.П. Тлустенко, М.И. Садыков, А.М. Нестеров, Н.О. Саносоюк, Р.И. Тугушев // Российский стоматологический журнал. – 2014. – №6. – С. 50-52.

282. Кленкова М.И. Психологическая составляющая ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов / БМИК. – 2015. – №4. – С. 223-224.

283. Трезубов В.В. Показания к применению коллоидных адгезивных кремов для улучшения фиксации съёмных протезов / В.В. Трезубов, Л.Г. Косенко // Научные ведомости БелГУ. – Серия: Медицина. – 2011. – №22. – С. 249-251.

284. Янішен І.В. Порівняльна оцінка якості знімних конструкцій зубних протезів на етапах їх клінічної експлуатації / І.В. Янішен // СМБ. – 2014. – №4-2 (47). – С. 76-79.

285. Кривенький Т.П. Удосконалена технологія виготовлення металокерамічних зубних протезів: матеріали III (X) з'їзду Асоціації стоматологів України / Т.П. Кривенький, Н.І. Грошко, Р.І. Вербовська. – Полтава, 2008. – С. 393-394.

286. Абдурахманов А.И. Материалы и технологии в ортопедической стоматологии / А.И. Абдурахманов, О.Р. Курбатов. – М.: Медицина, 2002. – 208 с.

287. Рыжаков В.В., Моисеев Л.Г. Основы оценивания качества продукции. – Пенза: Из-во ПТИ, 2001. – 203с.

288. Курбанов О.Р. Клиническое материаловедение в ортопедической стоматологии: Учебно-методическое пособие. – Махачкала. – 2000. – С.32.

289. ДОСТ 6507-90. Требования к контролю за качеством / Официальное издание. - М.: Из-во стандартов, 1990. – 195 с.

290. Палков Т.А. Вивчення вмісту залишкового мономеру при полімеризації трьох видів пластинок / Т.А. Палков, Ю.В. Вовк, О.В. Суберляк, Ю.Я. Мельник // Галицький лікарський вісник. – 2003. – № 1. – С. 126-128.

291. Полонейчик Н.М. Эластические необратимые оттискные материалы: безводные эластомеры // Совр. стоматология. – 2000. – №2. – С. 7-10.

292. Международные стандарты (ISQ). Стоматологические материалы // Международная организация по стандартизации, 2004. – С.11-14.

293. Гожая Л.Д. Исследование изнашивания стоматологических материалов / Л.Д. Гожая, Н.Р. Руденко // Стоматология. – 2006. – Т.65, № 1. – С. 13-15.

294. Зуев В.В. Физика и химия полимеров / В.В. Зуев, М.В. Успенская, А.О. Олехнович // Учеб. пособие. – СПб., 2010. – 45 с.

295. Кузнецов Р.В. Планування опорних елементів та удосконалення методів фіксації адгезивних мостоподібних протезів: дис. канд.: 14.01.22 / Кузнецов Р.В. – Полтава, 2006. – 168 с.

296. Международные стандарты (ISQ). Стоматологические материалы // Международная организация по стандартизации, 2004. – С.37-39.

297. Пат. 83560 Україна, МПК А61С 13/23, "Лак "Сінма-М+V" для покриття поверхонь металевих конструкцій зубних протезів". Голік В.П., Бреславець Н.М., Бережна О.О., Черняєв С.В., Довгопол Ю.І. (UA).-№ у 201305794; заявл. 07.05.2013; опубл. 10.09.2013, Бюл №17.

298. Бреславець Н.М. Клініко-лабораторна оцінка полімерного облицювального матеріалу та покривного лаку для незнімних конструкцій зубних протезів: автореф. дис. канд. мед. наук: 14.01.22 / Н.М. Бреславець; Харківський національний медичний університет. – Харків, 2013. – 23 с. .

299. Соколовська В.М. Порівняльна характеристика структури стоматологічних полімерів, виготовлених за різними технологіями / В.М. Соколовська, М.Я. Нідзельський // Український стоматологічний альманах. – 2006. – № 4. – С. 75.

300. Пат. 71887 Україна, МПК А61С 5/02, "Спосіб визначення адгезивної міцності зв'язку цементів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій з металевою основою на абатментах імплантатів." Виженко Є.Є. Король Д.М., Макаренко В.І., Коваленко В.В. (UA).-№ у 201201564; заявл. 13.02.2012; опубл. 25.07.2012, Бюл №14.

301. Пат. 14743 Україна, МПК А61С 13/007, "Спосіб оцінки якості матеріалу для м'яких підкладок базису знімних протезів". Голік В.П., Янішен І.В., Шкляр С.П., Без'язична Н.В. (UA).-№ у 200512556; заявл.26.12.2005; опубл.15.05.2006. Бюл №5.

302. ТУ 25-1894.003. Вимоги стандартизованого контролю якості / Офіційне видання. – К.: Видавн. Стандартів, 2005. – 143 с.

303. ГОСТ 7730-87. Требования к контролю за качеством / Официальное издание. – М.: Из-во стандартов, 1987. – 179 с.

304. Філатов І.В. Сравнительная оценка физико-механических свойств альгинатного оттискного материала с бактерицидными свойствами / І.В. Філатов // Вісник проблем біології і медицини. – 2010. – №2. – С. 221-224.

305. Международные стандарты (ISQ). Стоматологические материалы // Международная организация по стандартизации, 2004. – С. 57-61.

306. Голік В.П. Клініко-орієнтовані технології забезпечення якості ортопедичного лікування незнімними конструкціями: тимчасові коронки / В.П. Голік, А.В. Ярова, І.В. Янішен // ХНМУ. – Харків. – 2015. – С. 110-116.

307. Shulman J.D. The prevalence of oral mucosal lesions in U.S. adults. Data from the third National Health and Nutrition Examination Survey, 1988–1994 / J.D. Shulman, M.M. Beach, F. Rivera-Hidalgo // J Am Dent Assoc. – 2008. – N 135. – P. 1279-1286.

308. Голік В.П. Клініко-технологічна якість в стоматології: облицювальні полімери для незнімних конструкцій зубних протезів / В.П. Голік, Н.М. Бреславець, І.В. Янішен. – Харків: ХНМУ, 2015. – 128 с.

309. Kim S. Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review / S. Kim, S Kratchman // Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice. – №7. – P. 601-620.

310. Hubalkova H. Long-term clinical evaluation of fixed dentures – two to fifteen years after insertion. / H. Hubalkova, J. Charvat, T. Dostalova // Prague Med Rep. – 2005. – № 106. – P. 50-60

311. Romanova Y.G. Application of a tooth elixir “Biodent-4” for normalisation of microbiocenosis in oral cavities at patients with dentures / Y.G. Romanova // Вісник стоматології. – 2009. – № 4. – P. 42-43.

312. Dagistan S. Differential diagnosis of denture-induced stomatitis, Candida, and their variations in patients using complete denture: a clinical and mycological study / S. Dagistan, A. Esin Aktas, F. Cgalayan // Mycoses. – 2008. – N 52. – P. 159.

313. Дурягіна Л.Х. Показники швидкості слиновиділення, стан кислотно-лужної рівноваги і мікробіоценозу порожнини рота в динаміці лікування хворих зі стоматологічної патологією, поєднаною з депресивним станом / Л.Х. Дурягіна // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №6. – С. 21-26.

314. Романова Ю.Г. Влияние несъёмного и съёмного зубного протезирования на степень дисбактериоза полости рта / Ю.Г. Романова // Вісник стоматології. – 2007. – № 2. – С. 44-46.

315. Маслов О.В. Зміна показників біоценозу ротової порожнини при виникненні контактних протезних стоматитів / О.В. Маслов // Одеський медичний журнал. – 2003. – №3(77). – С. 72 – 74.
316. Данилевский Н.Ф. Заболевания пародонта: учебное пособие / Н.Ф. Данилевский, А.В. Борисенко. – Киев: „Здоров’я”, 2000. – 462 с.
317. Левицкий А.П. Физиологическая микробная система полости рта / А.П. Левицкий // Вісник стоматології. – 2007. – № 1. – С. 6-11.
318. Левицкий А.П. Лизоцим вместо антибиотиков / А.П. Левицкий. – Одесса: КП ОГТ, 2005. – 74 с.
319. Гладка О.М. Вплив комплексного застосування препаратів магнію на стан специфічного та неспецифічного захисту ротової порожнини / О.М. Гладка, Є.М. Рябоконт // ЗМЖ, Запоріж. мед. ж. – 2012. – №4 (73). – С. 9-10.
320. Кулигін О.Б. Стан гігієни порожнини рота і тканин пародонта, біофізичні та біохімічні показники обстеження хворих з незадовільним ортопедичним лікуванням дефектів бокової групи зубів мостоподібними протезами / О.Б. Кулигін // «Вісник стоматології». – 2009. – №1. – С. 11-20.
321. Игуменцева Н.В. Статистический анализ экспериментов и наблюдений / Н.В. Игуменцева, В.И. Пахомов. – Харьков: Компания Смит, 2005. – 234 с.
322. Румшинский Л.З. Математическая обработка результатов эксперимента: справочное руководство. М., – 1971. – 192 с.
323. Голяченко О.М., Сердюк А.М., Приходський О.С. Соціальна медицина, організація та економіка охорони здоров’я. – Тернопіль–Київ – Вінниця. – 1997. – 328 с.
324. Петрович М.Л., Данилович М.И. Статистическое оценивание и проверка гипотез на ЭВМ: математическое обеспечение прикладной статистики – М.: Наука, 1988. – 410 с.
325. Економіка охорони здоров’я: Вступ. курс / Е.Магуайр, Дж.Гендерсон, Г.Муни / Пер. з англ. В.Чайковський; наук. ред. І.Солоненко. – К.: Основи, 1988. – 313 с.

326. Большев Л.Н., Смирнов Н.В. Таблицы математической статистики. – М.: Наука, 1983. – 413 с.
327. Венецкий И.Г. Основные математико – статистические понятия и формулы в экономическом анализе. – М.: Статистика, 1979. – 447 с.
328. Коринко Р.О. Использование прикладных программ для статистического анализа результатов медицинского эксперимента. – СПб.: Наука, 1997. – 341 с.
329. Реброва О. Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ Statistica : монография / Реброва О.Ю. – М.: Медиа Сфера, 2006. – 312 с.
330. Чазова Л.В. Интегральный подход к профилактике основных хронических неинфекционных заболеваний / Л.В. Чазова, В.М. Иванов, А.Е. Корольков // Советское здравоохранение. – 1989. – №1. – С. 3-7.
331. Гублер Е.В. Информатика в патологии, клинической медицине и педиатрии. – Ленинград: Медицина, 1990. – 176 с.
332. Ткач Є.І. Загальна теорія статистики / Ткач Є.І. – Тернопіль: Лідер, 2004. – 388 с.
333. Опря А.Т. Статистика (з програмованою формою контролю знань). Математична статистика. Теорія статистики: навч. посібник / Опря А.Т. – К.: Центр навчальної літератури, 2005 – 472 с.
334. Лугін О.Є. Статистика / О.Є. Лугін, С.В. Білоусова. – К.: Центр учбової літератури, 2005. – 580 с.
335. Герасимов А.Н. Медицинская статистика : учебное пособие / Герасимов А.Н. – М.: Медицинское информационное агентство, 2007. – 480 с.
336. Антамонов М.Ю. Математическая обработка и анализ медико-биологических данных / М.Ю. Антамонов. – К., 2006. – 568 с.
337. Мармоза А.Т. Теорія статистики: навч. посібник / Мармоза А.Т. – К.: Ельга, Ніка-Центр, 2003. – 392 с.
338. Уманець Т.В. Загальна теорія статистики: навч. посібник / Уманець Т.В. – К.: Знання, 2006. – 388 с.

339. Аболмасов Н.Г. Ортопедическая стоматология / Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А. Аль-Хаким. – Москва: Россия, 2002. – 480 с.

340. Lynch C. D. Quality of written prescriptions and master impressions for fixed and removable prosthodontics: a comparative study/ C. D. Lynch, P.F. Allen // Br Dent J. – 2005. – № 198. – P. 17-20.

341. Цимбалистов А.В. Отгисные материалы и технология их применения / А.В Цимбалистов С.И. Козицына, Е.Д. Жидких, И.В. Войтецкая. – Санкт-Петербург: Россия, 2001. – С. 39-44.

342. Waliszewski M. A survey of edentulous patient preference among different denture esthetic concepts / M. Waliszewski, A. Shor, J. Brudvik, A. J. Raigrodski // J Esthet Restor Dent 2006. – №18. – P. 352-368.

343. Ющенко П.Л. Дослідження силіконових вдбиткових матеріалів на промислову стерильність. П.Л. Ющенко, А.Н. Малюченко, Р.В. Талаш // Здобутки клінічної і експериментальної: Збірник матеріалів підсумкової науково-практичної конференції 17 квітня 2012 р. – Тернопіль, 2012. – С.127.

344. Коваленко Г.А. Сравнительная оценка физико-механических свойств С-силиконового оттискового материала "Стомасил" / Г.А. Коваленко // Вісник проблем біології та медицини. – 2015. – Вип.2, Т.2(119). – С. 110-114.

345. Голик В.П. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей нового вітчизняного С-силіконового відбиткового матеріалу «Стомасіл» / В.П. Голик, І.В. Янішен, Г.А. Коваленко // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения», в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного Дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015 г. / Харьковский национальный медицинский университет. – Харьков, 2015. – Вып.11, ч. 2. – С. 4-5.

346. Голик В.П. «Стомасил» - новый отечественный силиконовый материал для функциональных оттисков / В.П. Голик, Г.А. Коваленко // Новые технологии в стоматологии: XIX международная конференция челюстно-лицевых хирургов и стоматологов, Россия, Санкт-Петербург, 4-6 июня 2014 г.: тезисы докладов. – Санкт-Петербург, 2014. – С. 33-34.

347. Голик В.П. Классификация оттисковых материалов / В.П. Голик, И.В. Янишен, С.О. Фадеева // Інноваційні технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії : матеріали міжнар. наук.-практ. конф., Харків, 30-31 жовтня 2009 р. / ХНМУ. – Харків, 2009. – С. 300-301.

348. Голик В. П. Дослідження фізико-механічних властивостей нового вітчизняного С-силіконового відбиткового матеріалу «Стомасіл» / В.П. Голик, І.В. Янишен, Г.А. Коваленко // Рівень ефективності та необхідність впливу медичної науки на розвиток медичної практики: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Київ, 6–7 березня 2015 р. / Київський медичний науковий центр. – Київ, 2015. – С. 48–50.

349. Пат. № 57187 U, UA, МПК C08L83/04. Силіконовий відбитковий матеріал Сіеласт К / Голик В.П., Янишен І.В., Фадеева СО., Погоріла А.В., Довгопол Ю.І., Черняев С.В.; Харківський національний медичний університет. - 3. № U 201010059; заявл. 13.08.2010; опубл. 10.02.2011; 55 Бюл. № 3.

350. Пат. 94785 Україна, МПК C08L 83/04 (2006.01). Стоматологічний відбитковий корегуючий силіконовий матеріал / Коваленко Г.А., Голик В.П., Янишен І.В., Довгопол Ю І., Черняев С.В.: патентовласник Харківський національний медичний університет. – №201407882; заявл. 14.07.2014; опубл. 25.11.2014, Бюл. № 22. – 6 с.

351. Голик В.П. Новый отечественный силиконовый оттисковой материал «Сизеласт-К» / В.П. Голик, Г.А. Коваленко, И.В. Янишен // Сборник трудов Республиканской научно-практической конференции с международным участием «Паринские чтения 2012», Минск, 3-4 мая 2012г. / Белорус.гос.мед.ун-т. – Минск, 2012. – С. 309-311.

352. Абакаров С.И. Исследование и сравнительная характеристика текучести и тиксотропности оттисковых материалов / С.И. Абакаров, Д.В. Сорокин, А.О. Гасангусейнов // Институт Стоматологи. – 2009. – №2(43). – С. 82-85.

353. Ющенко П.Л. Исследование физико-механических свойств силиконовых оттисковых материалов / П.Л.Ющенко, Н.М. Самойленко,

А.Н.Малюченко, Р.В.Талаш // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №3. – С. 81-86.

354. Голик В.П. A comparative study of the anticontaminant efficiency of impression material and dimensional accuracy of dentures structures / В.П. Голик, І.В. Янішен, І.В. Філатов // Медичні науки: історія розвитку, сучасний стан та перспективи досліджень: збірник матеріалів міжнародної науково-практичної конференції, Львів, 25-26 вересня 2015р. – Львів, 2015. – С. 67–71.

355. Філатов І.В. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей альгінатного відбиткового матеріалу зс бактеріцидними властивостями / І.В.Філатов // Вісник проблем біології і медицини. – 2010. – №2. – С. 221-224.

356. Голик В.П. Бактерицидный альгинатный оттискной материал «Стомальгин-05» / В.П. Голик, И.В. Филатов, И.В. Янишен // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «Інноваційні технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії» 30-31 жовтня 2009. – С.262-263.

357. Голик В.П. Технология оценки качества відбиткового стоматологічного матеріалу зі знеза-ражуючим ефектом / В.П.Голик, И.В.Филатов, И.В.Янишен // Материалы конференции с между-народным участием «Актуальные вопросы и перспективы развития стоматологии». – Харьков. – 11 мая 2011. – С. 55-57.

358. Пат. 57186 UA. МПК C08L83/04. Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К коректор / Голик В.П. (UA), Янішен І.В. (UA), Томілін В.Г. (UA), Довгопол Ю.І. (UA), Черняев С.В. (UA)., Перешивайлова І.О. (UA). – ХНМУ (UA). – Заявлено 13.08.2010, заявка № u 201010026; Опубліковано 10.02.2011. - Бюл.№3.

359. Янишен И.В. "Сизеласт-К" новый силиконовый оттискной материал / И.В. Янишен // Новые технологии в стоматологии: материалы XI международной конференции челюстно-лицевых хирургов и стоматологов, Санкт-Петербург, 24-26 мая 2006 г. / Санкт-Петербургская мед. акад. последипл. образования. – СПб., 2006. – С. 225-226.

360. Голик В.П. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей беззольних пластмас для моделювання штифтових конструкцій / В.П. Голик, І.В.

Янішен, Р.В. Білобров // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения», в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного Дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015 г. / Харьковский национальный медицинский университет. – Харьков, 2015. – С. 6-7.

361. Голик В.П. Оценка физико-механических свойств беззольной акриловой пластмассы «Модепласт» / В.П. Голик, Р.В. Білобров // Стоматология славянских государств: труды VII Международной научно-практической конференции, Белгород, 2014 г. / БелГУ. – Белгород: ИД «Белгород»: НИУ «БелГУ», 2014. – С. 77-79.

362. Голик В.П. Современный взгляд на методику изготовления культевой вкладки / В.П. Голик, Р.В. Білобров // Медичні та фармацевтичні науки: історія, сучасний стан та перспективи досліджень: збірник тез наукових робіт учасників міжнародної науково-практичної конференції, Одеса, 17-18 жовтня 2014 р. – Одеса, 2014. – С. 107-109.

363. Голік В.П. Ортопедичне лікування незнімними зубними протезами з застосуванням тимчасових коронок та оцінка впливу на імунометаболічний профіль пацієнтів / В.П. Голік, А.В. Ярова, І.В. Янішен, І.М. Ярина // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения», в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного Дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015 г. / Харьковский национальный медицинский университет. – Харьков, 2015. – С. 11-15.

364. Янішен І.В. Якість життя у системі оцінки ефективності лікування в ортопедичній стоматології: методологічні та клінічні аспекти / В.П. Голік, А.В. Ярова, І.В. Янішен // Інноваційні технології в стоматології та щелепно-лицьовій хірургії: матеріали міжнар. наук.-практ. конф., Харків, 30-31 жовтня 2009 р. / ХНМУ. – Харків, 2009. – С. 259-260.

365. Голик В.П. Концепция исследования качества жизни в стоматологии / В.П. Голик, И.В. Янішен, С.О. Фадеева // Інноваційні технології в стоматоло-

гії та щелепно-лицьовій хірургії : матеріали міжнар. наук.-практ. конф., Харків, 30-31 жовтня 2009 р. / ХНМУ. – Харків, 2009. – С. 268-270.

366. Голік В.П. Рівень запалення тканин протезного ложа при лікуванні повної адентії з використанням м'якої підкладки базису знімного протезу / В.П. Голік, Н.В. Без'язична // Питання експериментальної і клінічної стоматології : збірник наукових праць / ХНМУ. – 2013. – Вип. 10: Сучасні досягнення стоматологічної науки, практики та освіти: Матеріали науково-практичної конференції за участю міжнародних спеціалістів, присвяченої 35-річному ювілею стоматологічного факультету Харківського національного медичного університету, Харків, 18 жовтня 2013 р. – С. 42.

367. Безъязычная Н.В. Мягкие подкладки под базисы съёмных зубных протезов: структура и базовые свойства нового отечественного базисного материала «ПМ-С» / Н.В. Безъязычная // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии : сборник научных трудов / ХГМУ. – Х., 2005. – Вып. 9. – С. 69-72.

368. Без'язична Н.В. Запалення слизової оболонки протезного ложа при лікуванні адентії знімними протезами із застосуванням м'яких підкладок / Н.В. Без'язична // Український медичний альманах. – 2007. – Т. 10, № 6. – С. 19-21.

369. Безъязычная Н.В. Способ и результаты клинического изучения податливости слизистой оболочки протезного ложа на этапе выбора тактики ортопедического лечения / Н.В. Безъязычная // Медицина і... – 2006. – № 2. – С. 52-56.

370. Без'язична Н.В. Оцінка бактеріальної забрудненості м'яких підкладок в період лікування знімними зубними протезами / Н.В. Без'язична // Актуальні проблеми сучасної медицини. – 2009. – Т. 9, випуск 4(28), ч. 2. – С. 164-167.

371. Мовчан О.В. Кваліметрична оцінка та порівняльний аналіз якості адгезивних матеріалів для підвищення фіксації знімних зубних протезів / В.П. Голік, І.В. Янішен, О.В. Мовчан // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: сборник научных трудов / ХНМУ. – Харьков, 2015. – Вып.11, Ч.1: Гофунговские чтения: материалы научно-практической конференции с международным участием, в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного Дня стоматолога, Харьков, 10 февраля 2015 г. – С. 60–63.

372. Голик В.П. Залежність функції ковтання у пацієнтів з повною відсутністю зубів від конструктивних особливостей зубних протезів / В.П. Голик, І.В. Янішен, О. В. Мовчан // Рівень ефективності та необхідність впливу медичної науки на розвиток медичної практики: матеріали міжнародної науково-практичної конференції, Київ, 6-7 березня 2015 р. / Київський медичний науковий центр. – Київ, 2015. – С. 73-75.

373. Голик В.П. Клинико-технологическое качество в ортопедической стоматологии: Альгинатные оттисковые материалы. – Харьков: ХНМУ, 2006. – 156 с.

374. Голик В.П. Технологічна якість в ортопедичній стоматології матеріалу для виготовлення м'яких підкладок базису знімних протезів. – Харків: ХНМУ, 2010. – 140 с.

375. Без'язична Н.В. Клініко-лабораторна оцінка та обґрунтування застосування нового силіконового підкладочного матеріалу для зубних протезів: Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.22 / Н.В. Без'язична // Вищий державний навчальний заклад України „Українська медична стоматологічна академія” МОЗ України. – Полтава, 2008. – 20 с.

376. Илик Р.Р. Планування ортопедичного етапу лікування як основа успіху стоматологічної імплантації / Р.Р. Илик // Ортопедична стоматологія №1(58). – 2009. – С. 14-19.

377. Хатит Р.А. Мероприятія по планированию приема стоматологических больных / Р.А. Хатит // Дентал - Юг – 2008. – №3(52). – С. 58-65.

378. Левандовський Р.А. Ортопедична реабілітація хворих на складну щелепно-лицеву патологію із застосуванням дентальних імплантатів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня докт. мед. наук: спец. 14.01.22 "Стоматологія" / Р. А. Левандовський.– Київ, 2015. – 42 с.

379. Марченко К.В. Застосування операційного стоматологічного мікроскопа у роботі лікаря-стоматолога-ортопеда / К.В. Марченко, В.М. Дворник // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. – 2014. – №1(45). – С. 14-18.

380. Макєєв В.Ф. Експериментальна акустико-емісійна оцінка міцності фіксуєчих цементів / В.Ф. Макєєв, В.Р. Скальський, В.Г. Мартінек, Г.Б. Мартінек, О.С. Кирманов // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №4. – С. 83-87.

381. Скрипников П.М. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів / П.М. Скрипников, Б.Ю. Силенко, Г.М. Силенко, Ю.І. Силенко // Український стоматологічний альманах. – 2014. – №2. – С. 70-83.

382. Дембіцький О.В. Математичне обґрунтування оптимальної форми та розмірів куксо-корневої вкладки (патричної системи) для комбінованої системи фіксації покривних протезів / О.В. Дембіцький, О.Г. Фенко, В.М. Дворник // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №1. – С. 55-59.

383. Мельничук М.В. Вплив конструктивних особливостей повного знімного пластинкового протезу на вимову звуків / М.В. Мельничук, М.М. Рожко // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – №2. – С. 340-343.

384. Шубцов Д.Н. Разработка метода диагностики индивидуальной переносимости различных базисных пластмасс / Д.Н. Шубцов, В.Г. Шутурминский // Український стоматологічний альманах. – 2011. – №2. – С. 48.

385. Лабунец В.А. Состояние и тенденции развития стоматологической ортопедической помощи у лиц молодого возраста / В.А. Лабунец, Т.В. Диева, М.С. Куликов, О.В. Лабунец, В.В. Ленский, В.В. Ленский, Н.В. Рожкова // Український стоматологічний альманах. – 2013. – №5. – С. 85-88.

386. Ткаченко П.І. Юридичні аспекти відповідальності за неякісне надання стоматологічних послуг / П.І. Ткаченко, Н.М. Коротич, Є.О. Коротич, О.Б. Доленко, І.Ю. Ващенко // Український стоматологічний альманах. – 2011. – №2. – С. 125-134.

387. Ляхова Н. О. Медико-соціальні та організаційно-правові питання організації надання ортопедичної допомоги дитячому населенню України в період реформування галузі охорони здоров'я / Н.О. Ляхова, А.М. Білоус, О.М. Нестеренко // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – №3. – С. 213-216.

388. Павленко О.В. Організаційна та нормативно-правові аспекти управління якістю надання стоматологічної ортопедичної допомоги / О.В. Павленко, А.Ю. Кордіяк // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №3. – С. 46-49.

389. Голик В.П. Качество несъемного протезирования как фактор развития воспалительных процессов челюстнолицевой области / В.П. Голик, Г.П. Рузин // Український стоматологічний альманах. – 2012. – №4. – С. 76-82.

ДОДАТКИ

Додаток А

Довідка заводу - виробника про авторську участь у експериментальних досліджах матеріалів промислового виробництва АТ «Стома»

<p>ПУБЛІЧНЕ АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО «СТОМА»</p> <p>Україна, 61105, м. Харків, вул. Ньютона, 3 тел. (057) 766-28-24, факс (057) 766-28-99 тел./факс (057) 766-28-79 тел./факс відділу збуту (057) 766-28-57 e-mail: stoma@stoma.kharkov.ua, http://www.stoma.kharkov.ua Код ЄДРПОУ 00481318</p>		<p>ПУБЛИЧНОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «СТОМА»</p> <p>Украина, 61105, г. Харьков, ул. Ньютона, 3 тел. (057) 766-28-24, факс (057) 766-28-99 тел./факс (057) 766-28-79 тел./факс отдела сбыта (057) 766-28-57 e-mail: stoma@stoma.kharkov.ua, http://www.stoma.kharkov.ua Код ЕГРПОУ 00481318</p>
<p>Дата <u>20.08.2014</u> № <u>91</u></p> <p>На Ваш № _____ от _____</p>		
<p>ДОВІДКА</p> <p>про ступінь участі доцента кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету</p> <p>Янішена Ігоря Володимировича у експериментальних досліджах матеріалів промислового виробництва АТ «Стома»</p>		
<p>Янішен Ігор Володимирович, доцент кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, в процесі виконання дисертаційної роботи за темою: «Клініко-технологічні аспекти забезпечення якості лікування в ортопедичній стоматології» приймав безпосередню участь у експериментальних досліджах допоміжних та конструкційних стоматологічних матеріалів промислового виробництва АТ «Стома», які застосовуються при виготовленні знімних та незнімних конструкцій зубних протезів.</p> <p>Для обґрунтування застосування конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів дисертантом проведені дослідження фізико-механічних та клініко-технологічних властивостей, а також порівняльний аналіз якості стоматологічних матеріалів в системі кваліметричної оцінки та визначення комплаєнтності при виготовленні незнімних та знімних конструкцій зубних протезів.</p> <p>В результаті проведеного дослідження обґрунтовано індикативні властивості досліджувальних матеріалів. На основі авторських і інноваційних розробок виробничим об'єднанням АТ «Стома» удосконалені відповідні ТУ по промислому випуску зуботехнічних матеріалів.</p> <p>Проведені дисертантом дослідження клінічної ефективності матеріалів підтвердили результати лабораторних досліджень, що розширяє можливості індивідуалізації ортопедичного лікування стоматологічних пацієнтів.</p>		
<p>Голова Правління АТ "Стома" Начальник центральної заводської лабораторії АТ "Стома"</p>		<p>С.В.Черняєв</p> <p>Ю.І.Довгопол</p>

Додаток Б

Авторське науково - інноваційне забезпечення
клінічного застосування нових вітчизняних стоматологічних матеріалів

Патент на винахід № 107171 А, UA

“Матеріал відбитків силіконовий «Стомасил» паста”



Патент на винахід № 69646 А, UA

“Матеріал для стоматологічних м'яких підкладок »”



Патент на корисну модель № 94785 А, UA
“Пластмаса беззольна, акрилова модепласт”



Патент на корисну модель № 45769 А, UA

“Матеріал для виготовлення відбитків СТОМАЛЬГІН-05”



Патент на корисну модель № 46304 А, UA
“Спосіб оцінки якості відбиткового матеріалу”



Патент на корисну модель № 57186 А, UA

“Стоматологічний відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К коректор”



Патент на корисну модель № 57187 А, UA
“Силіконовий відбитковий матеріал Сіеласт К”



Патент на корисну модель № 57188 А, UA
“Відбитковий силіконовий матеріал Сіеласт К база”



Патент на корисну модель № 89070 А, UA
“Пластмаса беззолна, акрилова модепласт”



Патент на корисну модель № 79802 А, UA

“Спосіб зменшення кількості залишкового мономера в тимчасових стоматологічних ортопедичних конструкціях ”



Патент на корисну модель № 24836 А, UA

“Спосіб виготовлення м'якої підкладки акрилового базису знімних зубних протезів”



Патент на корисну модель № 54971 А, UA
“Крем для фіксації знімних зубних протезів «Стомафікс»”



Патент на корисну модель № 67563 А, UA

“Крем для фіксації знімних зубних протезів «Стомафікс 1»”



Патент на корисну модель № 45911 А, UA

“Спосіб оцінки клініко-технологічної якості силіконового відбиткового матеріалу”



Патент на винахід № 100951 А, UA

“Матеріал стоматологічний А-Силіконовий ПМ-С Екстра”