

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

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
Харківський національний медичний університет**

І. В. Янішен, К. Ю. Андрієнко, А. В. Погоріла

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

*Навчальний посібник
для здобувачів вищої медичної освіти та лікарів-інтернів*

**Харків
ХНМУ
2025**

УДК 616.314-76/-77-036/-037(075.8)

Я62

Затверджено Вченою радою ХНМУ.
Протокол № 8 від 24.04.2025.

Р е ц е н з е н т и :

О. В. Возний – д-р мед. наук, проф. (Запорізький державний медико-фармацевтичний університет).

П. А. Гасюк – д-р мед. наук, проф. (Тернопільський національний медичний університет ім. І. Я. Горбачевського).

Янішен І.В., Андрієнко К.Ю., Погоріла А.В.
Я62 Клініко-популяційний аналіз та прогнозування якості ортопедичних конструкцій зубних протезів на етапах їх клінічної експлуатації : навч. посіб. для здобув. вищ. мед. освіти та лікарів-інтернів. Харків : ХНМУ, 2025. 94 с.

У навчальному посібнику розглядаються актуальні наукові проблеми в ортопедичній стоматології щодо застосування концептуально нового підходу та методології доказової медицини. Основна увага приділена підвищенню якості лікування пацієнтів за допомогою інноваційних розробок у стоматологічному матеріалознавстві, а також раціонального вибору конструкційних і допоміжних зуботехнічних матеріалів.

© Харківський національний
медичний університет, 2025

© І. В. Янішен, К. Ю. Андрієнко,
А. В. Погоріла, 2025

ЗМІСТ

Вступ	4
Дослідження частоти та прогнозування погіршення якості ортопедичних зубних конструкцій під час їх клінічного використання	6
Порівняльна оцінка якості ортопедичних конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації	20
Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків	21
Порівняльна кваліметрична оцінка стоматологічних матеріалів для виготовлення конструкцій зубних протезів	29
Допоміжні стоматологічні матеріали	41
Порівняльна оцінка якості стоматологічних матеріалів	62
Пацієнт-орієнтовані інновації зуботехнічного матеріалознавства в стоматологічному лікуванні знімними та незнімними конструкціями	66
Інноваційні розробки в забезпеченні якості на клініко-лабораторному етапі виготовлення ортопедичних конструкцій	74
Завдання для перевірки та контролю знань	89
Література	92

ВСТУП

У навчальному посібнику викладено результати вивчення клініко-технологічної якості ортопедичних конструкцій зубних протезів із матеріалів вітчизняного виробництва за комплексною програмою, яка передбачала вивчення наступних видів протезів: 20 329 штучних коронок (пластмасових 13 304 од; комбінованих за Белкіним, Бородюком, Ахметовим – 7 025 од), 15 621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9 789 од; комбінованих – 5 832 од), 23 538 пластинкових протезів (часткових – 11 340 од; повних – 12 190 од) та 8903 бюгельних протезів (з фіксуючими елементами у вигляді кламерів системи Нея – 7 100 од та з замковою фіксацією – 1 803 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 внаслідок стирання, тріщини базису, порушення фіксації знімних протезів. Формою інформаційного забезпечення дослідження стали результати експертної оцінки, що виконана за картами амбулаторного пацієнта (ф. 043/о) 10 лікувально-профілактичних закладів Харківської області: загальна кількість проаналізованих конструкцій зубних протезів – 68 391 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 за визначеними індикаторами 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 – ПТЯ); також, по кожному із видів зубних протезів розраховано рівень експлуатаційної якості конструкції ЕЯК (питома вага зубних протезів, придатних для клінічної експлуатації).

Зокрема, на основі клініко-популяційного аналізу оцінено безпосередні та віддалені результати ортопедичного лікування із використанням знімних і незнімних зубних протезів вітчизняного виробництва. Проведено аналіз факторів, що впливають на якість цих конструкцій. Для кожного типу ортопедичних виробів застосовано такі показники: індекс клініко-технологічної якості (ПТЯ), що визначає частку ознак, які знижують якість

конструкції, та показник рівня якості (ЯП, %), який відображає частку протезів задовільної якості.

Науково обґрунтовано та впроваджено методологію кваліметрії та комплаєнтності зуботехнічних матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій. Ця система забезпечення якості ґрунтується на багатофакторному аналізі нормативних характеристик матеріалів на всіх етапах їх життєвого циклу: від розробки та лабораторних досліджень до апробації, серійного виробництва, впровадження у стоматологічну практику та контролю якості протезів, включаючи прогнозування їхньої експлуатації в клінічних умовах.

Застосування такої методики дозволяє значно подовжити термін клінічної експлуатації знімних та незнімних зубних протезів – у середньому на 24 %. Узагальнені кваліметричні показники для різних видів ортопедичних конструкцій у клінічній експлуатації склали: 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 – $75,9 \pm 9,6$.

Детально сформульовано наукове визначення клінічно-орієнтованих технологій виготовлення та оцінки якості ортопедичних конструкцій у контексті взаємозв'язку системи «матеріали–конструкція». Обґрунтовано необхідність індивідуального підбору зуботехнічних матеріалів, що є ключовим фактором матеріалознавчого забезпечення якості ортопедичних виробів на етапі їх створення, що сприяє підвищенню ефективності зубних протезів.

Подальшого розвитку набула концепція багатофакторної зумовленості результатів ортопедичного лікування. Зокрема, підтверджено взаємозв'язок між якістю ортопедичних конструкцій та рівнем кваліфікації лікаря і зубного техника, властивостями використаних матеріалів, обґрунтованим підбором системи «матеріали–конструкція» та позитивними загальними й місцевими реакціями організму, включаючи стан ротової порожнини (F9: КС = 0,727).

Розроблено алгоритми прогнозування якості ортопедичних конструкцій на різних етапах їхньої клінічної експлуатації. Проведено порівняльний кваліметричний аналіз вітчизняних конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів відповідно до міжнародних стандартів. Це дозволило визначити оптимальний склад матеріалів, що сприяє покращенню технологічного процесу їх виготовлення та забезпечує обґрунтований вибір конструкційних і допоміжних матеріалів.

Крім того, розроблено етапи та алгоритми клінічного моніторингу якості зубних протезів і ефективності ортопедичного лікування. Оцінка здійснюється за клініко-технологічними показниками у взаємозв'язку з індикативними характеристиками стану ротової порожнини, що дозволяє підвищити загальну ефективність лікування.

Матеріал, що висвітлюється у навчальному посібнику, адаптований до сприйняття здобувачами освіти, що навчаються за ОПП «Стоматологія», та може бути використаний як додаткова література при вивченні таких дисциплін, як «Пропедевтика ортопедичної стоматології», «Ортопедична стоматологія», «Основні технології виготовлення зубних протезів» та «Сучасні технології суцільнолітото протезування», що є основними та вибірковими компонентами ОПП «Стоматологія».

В навчальному посібнику детально описані алгоритми прогнозування якості ортопедичних конструкцій на різних етапах їх клінічної експлуатації. Проведено порівняльний кваліметричний аналіз вітчизняних конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів відповідно до міжнародних стандартів. Це дозволило визначити оптимальний склад матеріалів, що сприяє покращенню технологічного процесу їх виготовлення та забезпечує обґрунтований вибір конструкційних і допоміжних матеріалів.

ДОСЛІДЖЕННЯ ЧАСТОТИ ТА АНАЛІЗ ДИНАМІКИ ЯКОСТІ ОРТОПЕДИЧНИХ ЗУБНИХ КОНСТРУКЦІЙ ПІД ЧАС ЇХ КЛІНІЧНОГО ВИКОРИСТАННЯ

Штучні коронки

У процесі клінічної експлуатації штучних коронок спостерігалися різні прояви зниження їх якості, зокрема зміна кольору, утворення тріщин і розцементування.

Зміна кольору в ранній період (до 24 міс) виявлена у $(1,4 \pm 0,3)$ % пластмасових і $(2,8 \pm 0,6)$ % комбінованих коронок ($p < 0,05$). У віддалений період (після 24 міс) цей показник значно зріс ($p < 0,001$): для пластмасових коронок – до $(17,2 \pm 1,6)$ %, для комбінованих – до $(23,1 \pm 4,2)$ % ($p > 0,05$). В середньому зміна кольору у ранній період зафіксована у $(1,5 \pm 0,4)$ % коронок, а у віддаленому – у $(18,6 \pm 5,0)$ %.

Тріщини у ранній період виявлялися у $(1,1 \pm 0,2)$ % пластмасових та у $(2,5 \pm 0,5)$ % комбінованих коронок ($p < 0,05$). З плином часу цей показник також зростає ($p < 0,001$): у віддаленому періоді частота тріщин для пластмасових коронок досягла $(9,2 \pm 1,3)$ %, а для комбінованих – $(16,3 \pm 2,5)$ % ($p < 0,05$). У середньому в ранній період тріщини виявлені у $(1,4 \pm 0,4)$ % коронок, а у віддаленому – у $(9,8 \pm 2,6)$ %.

Розцементування у ранній період реєструвалося у $(1,5 \pm 0,4)$ % пластмасових і $(2,9 \pm 0,5)$ % комбінованих коронок ($p < 0,05$). У віддаленому періоді частота цього дефекту значно зросла ($p < 0,001$): до $(15,6 \pm 1,7)$ % для пластмасових і $(16,7 \pm 2,5)$ % для комбінованих коронок ($p > 0,05$). В середньому, у ранній період розцементування спостерігалося у $(1,6 \pm 0,4)$ % випадків, тоді як у віддаленому – у $(15,5 \pm 4,1)$ %.

Таким чином, із часом якість коронок помітно знижується, що проявляється збільшенням частоти зміни кольору, тріщин і випадків розцементування (*табл. 1*).

Таблиця 1

Терміни та ознаки зниження якості штучних коронок

Терміни та ознаки зниження якості конструкції			Незнімні конструкції зубних протезів: коронки			
			пластмасові	комбіновані	разом	p
Всього конструкцій			13304	7025	20329	
Зміна кольору	РПЕ	абс.	137	177	314	$t = 2,1$
		$P \pm m, \%^*$	$1,4 \pm 0,3$	$2,8 \pm 0,6$	$1,5 \pm 0,4$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	2389	1386	3775	$t = 1,3$
		$P \pm m, \%^*$	$17,2 \pm 1,6^a$	$23,1 \pm 4,2^a$	$18,6 \pm 5,0$	$p > 0,05$
Тріщини	РПЕ	абс.	136	140	276	$t = 2,6$
		$P \pm m, \%^*$	$1,1 \pm 0,2$	$2,5 \pm 0,5$	$1,4 \pm 0,4$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	1031	967	1998	$t = 2,5$
		$P \pm m, \%^*$	$9,2 \pm 1,3^a$	$16,3 \pm 2,5^a$	$9,8 \pm 2,6$	$p < 0,05$
Розцементування	РПЕ	абс.	172	162	334	$t = 2,2$
		$P \pm m, \%^*$	$1,5 \pm 0,4$	$2,9 \pm 0,5$	$1,6 \pm 0,4$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	2082	1065	3147	$t = 0,31$
		$P \pm m, \%^*$	$15,6 \pm 1,7^a$	$16,7 \pm 2,5^a$	$15,5 \pm 4,1$	$p > 0,05$
Поломка конструкції	РПЕ	абс.	55	137	192	$t = 1,99$
		$P \pm m, \%^*$	$0,6 \pm 0,3$	$2,3 \pm 0,8$	$0,9 \pm 0,3$	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	428	654	1082	$t = 2,3$
		$P \pm m, \%^*$	$3,6 \pm 0,9^a$	$7,9 \pm 1,6^a$	$5,3 \pm 1,4$	$p < 0,05$
Порушення форми (стирання)	РПЕ	абс.	97	110	207	$t = 1,26$
		$P \pm m, \%^*$	$0,8 \pm 0,2$	$1,6 \pm 0,6$	$1,0 \pm 0,3$	$p > 0,05$
	ВПЕ	абс.	1387	872	2259	$t = 1,61$
		$P \pm m, \%^*$	$10,0 \pm 1,2^a$	$13,9 \pm 2,1^a$	$11,1 \pm 3,0$	$p > 0,05$

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 – $p \leq 0,05$ порівняно з РПЕ; * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Поломка штучних коронок у ранній період їх експлуатації була зафіксована у $(0,6 \pm 0,3) \%$ пластмасових та $(2,3 \pm 0,8) \%$ комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді частота цього дефекту достовірно зросла ($p < 0,001$), досягнувши $(3,6 \pm 0,9) \%$ для пластмасових і $(7,9 \pm 1,6) \%$ для комбінованих коронок, причому цей показник залежав від типу конструкції ($p < 0,05$). В середньому поломка штучних коронок у ранній період фіксувалася у $(0,9 \pm 0,3) \%$ випадків, а у віддаленому – у $(5,3 \pm 1,4) \%$ ($p < 0,05$) (рис. 1).

Порушення анатомічної форми (ПАФ) через стирання у ранньому періоді спостерігалось у $(0,8 \pm 0,2) \%$ пластмасових і $(1,6 \pm 0,6) \%$ комбінованих коронок ($p > 0,05$). У віддаленому періоді частота цього дефекту значно зросла ($p < 0,001$), досягнувши $(10,0 \pm 1,2) \%$ та $(13,9 \pm 2,1) \%$ відповідно, причому залежності від виду коронки не виявлено ($p > 0,05$). В середньому у ранній період ПАФ фіксувалося у $(1,0 \pm 0,3) \%$ випадків, а у віддаленому – у $(11,1 \pm 3,0) \%$ ($p > 0,05$).

Таким чином, **найпоширенішими дефектами штучних коронок** у процесі їх експлуатації (рис. 1) були:

- 1) **зміна кольору;**
- 2) **роз цементування;**
- 3) **зміна анатомічної форми;**
- 4) **формування тріщин;**
- 5) **поломка конструкції.**

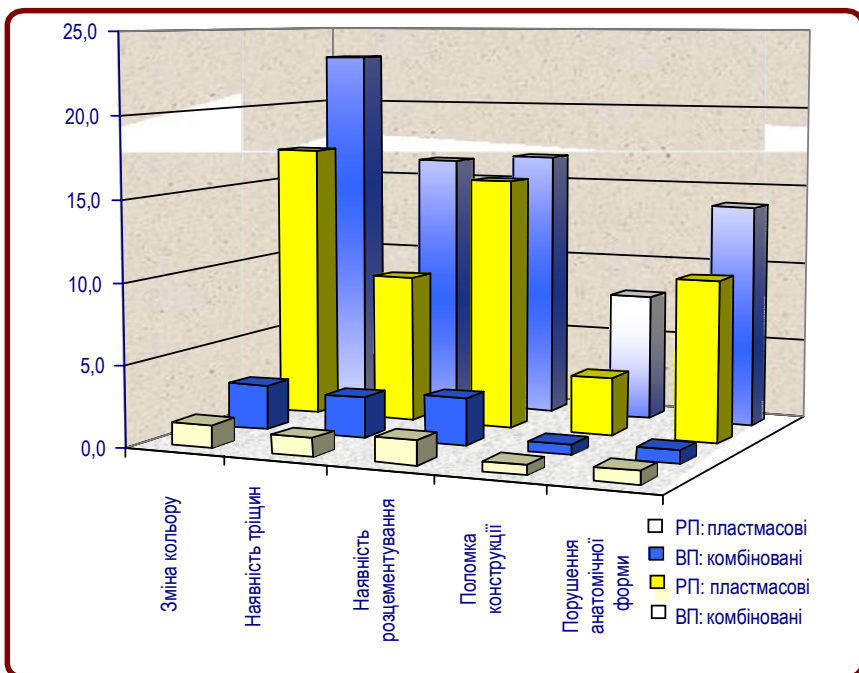


Рис. 1. Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: пластмасові та комбіновані коронки

Для оцінки якості штучних коронок було досліджено **прогностичну цінність** виявлених дефектів залежно від тривалості їх експлуатації (табл. 2). Встановлено, що **найбільш інформативним індикатором** є **зміна кольору** ($I = 0,997$ біт), тоді як інші дефекти мають меншу прогностичну значущість.

Важливо зазначити, що між рівнями інформативності індикаторів у ранньому та віддаленому періодах експлуатації коронок виявлені **достовірні відмінності** ($p < 0,0001$) (табл. 2). Це свідчить про поступову зміну характеристик зношування ортопедичних конструкцій у процесі їх довготривалого використання.

Таблиця 2

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

Ране фактора	Індикатори оцінки якості конструкції		Терміни клінічної експлуатації ортопедичної конструкції				Прогностична цінність	Інформативність критерію	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	індикатори	градації	абс.	$P \pm t$ (%)	абс.	$P \pm t$ (%)			
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	

На основі виявлених закономірностей опрацьовано спеціальний табличний алгоритм прогнозування зниження якості ШК та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування (табл. 3).

Таблиця 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 _{мін} ≤ -17,0			ПС _{макс} ≥ +17,0
Низька якість			Висока якість

Мостоподібні протези

Зміна кольору, як прояв зниження якості МП (табл. 4) у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у (1,5±0,4) % пластмасових та (3,5±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±1,9) % та (14,6±1,5) % ($p < 0,05$). У середньому для МП у ранньому періоді зміна кольору була зареєстрована у (1,9±0,5) % , у віддаленому – у (18,9±5,0) % конструкцій.

Таблиця 4

Терміни та ознаки зниження якості мостоподібних протезів

Терміни та ознаки зниження якості ортопедичної конструкції			Незнімні конструкції зубних протезів: мостоподібні протези			
			пластмасові	комбіновані	разом	<i>p</i>
Всього конструкцій			9789	5832	15621	
Зміна кольору	РПЕ	абс.	124	173	297	$t = 2,5$
		$P \pm m, \%^*$	1,5±0,4	3,5±0,7	1,9±0,5	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	2009	944	2953	$t = 2,2$
		$P \pm m, \%^*$	19,3±1,9 ^a	14,6±1,5 ^a	18,9±5,0	$p < 0,05$
тріщини	РПЕ	абс.	186	174	360	$t = 2,0$
		$P \pm m, \%^*$	2,2±0,4	3,5±0,5	2,3±0,6	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	1067	892	1959	$t = 1,1$
		$P \pm m, \%^*$	12,3±1,7 ^a	14,9±1,6 ^a	12,5±3,3	$p > 0,05$
Розцементування	РПЕ	абс.	124	136	260	$t = 2,1$
		$P \pm m, \%^*$	1,6±0,5	3,6±0,8	1,7±0,4	$p < 0,05$
	ВПЕ	абс.	1873	814	2687	$t = 0,52$
		$P \pm m, \%^*$	17,5±2,2 ^a	15,9±2,1 ^a	17,2±4,3	$p > 0,05$
Поломка конструкції	РПЕ	абс.	151	239	390	$t = 1,82$
		$P \pm m, \%^*$	1,6±0,5	3,8±1,1	2,5±0,6	$p > 0,05$
	ВПЕ	абс.	760	534	1294	$t = 1,7$
		$P \pm m, \%^*$	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	$t = 1,56$
		$P \pm m, \%^*$	1,2±0,2	3,1±1,2	1,6±0,4	$p > 0,05$
	ВПЕ	абс.	1051	620	1671	$t = 0,58$
		$P \pm m, \%^*$	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), ($P \pm m$) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – $p \leq 0,05$ порівняно з РПЕ; * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Тріщини в мостоподібних протезах (МП) у ранньому періоді експлуатації спостерігалися у (2,2±0,4) % пластмасових та (3,5±0,5) % комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді їх частота значно зростає ($p < 0,001$) і досягла (12,3±1,7) % у пластмасових та (14,9±1,6) % у комбінованих протезах ($p > 0,05$). У середньому в ранньому періоді тріщини були виявлені у (2,3±0,6) % випадків, а у віддаленому – у (12,5±3,3) % конструкцій ($p < 0,001$) (рис. 2).

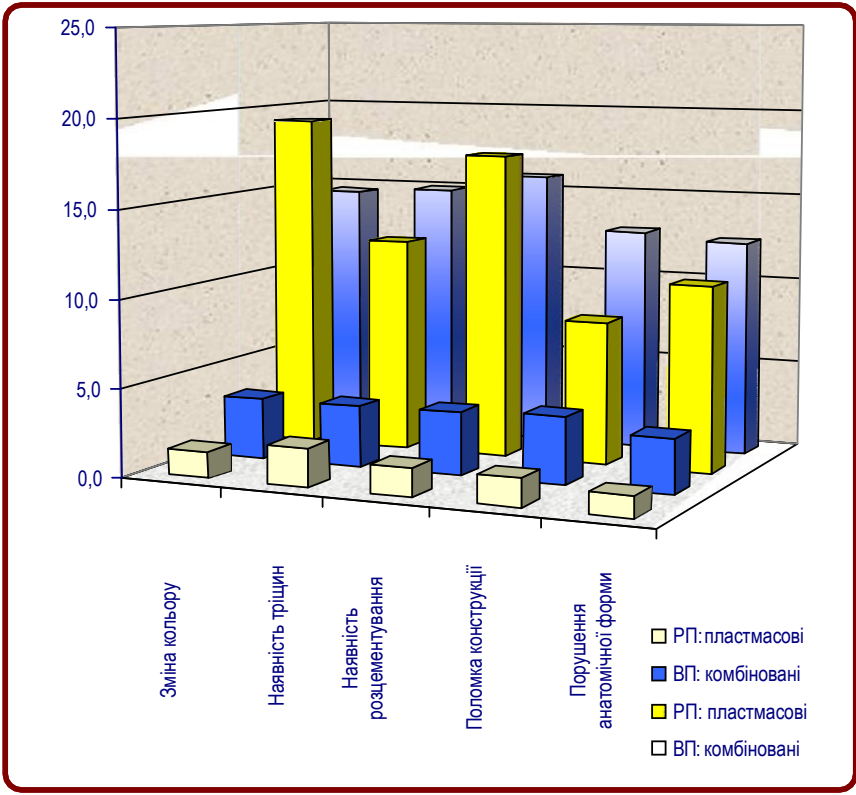


Рис. 2. Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: пластмасові та комбіновані мостоподібні протези

Розцементування мостоподібних протезів на ранньому етапі експлуатації відзначалося у $(1,6 \pm 0,5)$ % пластмасових та у $(3,6 \pm 0,8)$ % комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У подальшому цей показник зріс ($p < 0,001$) і становив $(17,5 \pm 2,2)$ % для пластмасових і $(15,9 \pm 2,1)$ % для комбінованих МП ($p > 0,05$). В середньому у ранньому періоді розцементування фіксувалося у $(1,7 \pm 0,4)$ % випадків, а у віддаленому – у $(17,2 \pm 4,3)$ %.

Поломка мостоподібних протезів у ранньому періоді реєструвалася у $(1,6 \pm 0,5)$ % пластмасових та у $(3,8 \pm 1,1)$ % комбінованих конструкцій ($p < 0,05$). У віддаленому періоді частота поломок значно збільшилася ($p < 0,001$) і досягла $(10,6 \pm 1,5)$ % у пластмасових та $(12,4 \pm 2,7)$ % у комбінованих конструкціях. Причому цей показник мав достовірну залежність від типу конструкції ($p < 0,05$). У середньому поломки у ранньому періоді спостерігалися у $(2,5 \pm 0,6)$ % випадків, тоді як у віддаленому – у $(8,3 \pm 2,1)$ % ($p < 0,05$).

Порушення анатомічної форми МП внаслідок 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 періоді ПАФ зареєстровано у (1,6±0,4) % випадків, тоді як у віддаленому у (10,7±2,7) % ($p > 0,05$) (табл. 5).

Таблиця 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 критерію	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	індикатори	градації	абс.	$P \pm m$ (%)	абс.	$P \pm m$ (%)			
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	

Отже, найбільш частою ознакою зниження якості МП на етапах їх клінічної експлуатації (рис. 2, табл. 5) є зміна кольору, розцементування, формування тріщин, зміна анатомічної форми, поломка конструкції (подані у ранговій послідовності). Для практичного застосування індикаторів оцінки якості МП досліджено прогностичну цінність ознак зниження якості залежно від тривалості експлуатації цих ортопедичних конструкцій 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. 6).

Таблиця 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} ≤ -17,0			ПС _{max} ≥ +17,0
Низька якість			Висока якість

Пластинкові знімні протези

Зміна кольору пластинкових протезів (ПП), як прояв зниження їх якості 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 до $(0,1 \pm 0,1)$ % ($p < 0,05$). В середньому для ПП у ранньому періоді зміна кольору була характерна для $(0,1 + 0,001)$ %, у віддаленому – для $(0,4 + 0,1)$ % конструкцій (табл. 7).

Таблиця 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	
Всього конструкцій		11348	12190	23538		
Зміна кольору	РПЕ	абс.	4	8	12	t = 0,2
		P ± t, %*	0,02 ± 0,02	0,03 ± 0,04	0,1 ± 0,0	p > 0,05
	ВПЕ	абс.	53	31	84	t = 2,1
		P ± t, %*	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 ± t, %*	1,1 ± 0,2	1,7 ± 0,5	0,8 ± 0,2	p > 0,05
	ВПЕ	абс.	2050	2649	4699	t = 1,2
		P ± t, %*	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 ± t, %*	0,7 ± 0,2	2,4 ± 0,8	0,8 ± 0,2	p < 0,05
	ВПЕ	абс.	2095	4215	6310	t = 2,0
		P ± t, %*	23,4 ± 3,5 ^a	36,2 ± 5,3 ^a	26,8 ± 6,7	p < 0,05

Терміни та ознаки зниження якості ортопедичної конструкції			Зміни конструкції зубних протезів: пластинкові			
			часткові	повні	разом	p
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 порівняно з РПЕ; * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Тріщини в повних і часткових протезах (ПП) у ранньому періоді їх використання були зафіксовані у (1,1±0,2) % часткових та у (1,7±0,5) % повних протезів (p < 0,05). У віддаленому періоді частота тріщин значно зросла (p < 0,001) і досягла (19,5±1,5) % у часткових та (23,1±2,5) % у повних протезах (p > 0,05). У середньому у ранньому періоді тріщини виявлялися у (0,8±0,2) % випадків, а у віддаленому – у (20,0±5,0) % (рис. 3).

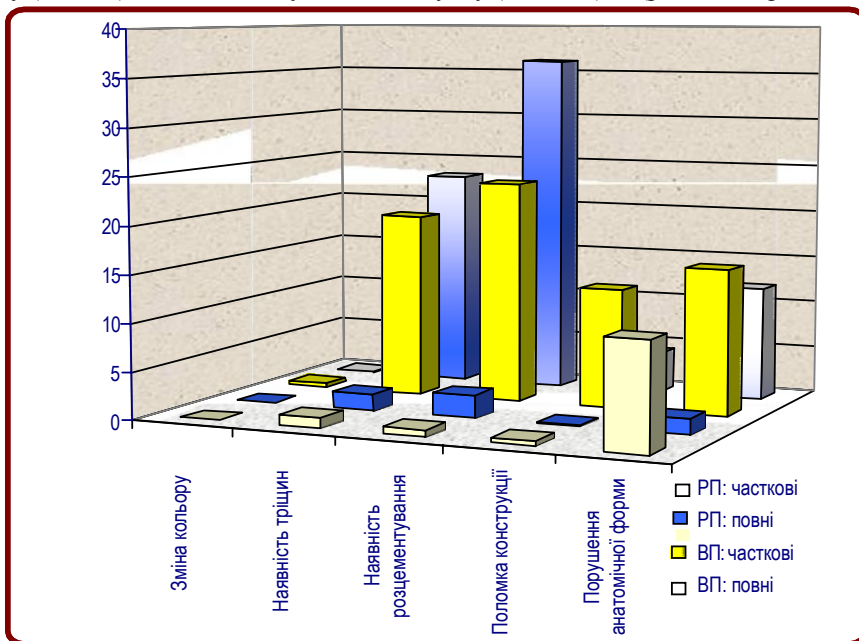


Рис. 3. Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції: часткові та повні пластинкові зміни протези

Порушення фіксації повних і часткових протезів на ранньому етапі експлуатації спостерігалася у (0,7±0,2) % часткових та у (2,4±0,5) % повних протезів ($p < 0,05$). У подальшому цей показник зріс ($p < 0,001$) до (23,4±3,5) % у часткових і до (36,2±5,3) % у повних конструкціях ($p > 0,05$). У середньому порушення фіксації протеза у ранньому періоді реєструвалося у (0,8±0,2) % випадків, тоді як у віддаленому – у (26,8±6,7) %.

Поломка повних і часткових протезів у ранньому періоді спостерігалася у (0,5±0,2) % повних та (0,1±0,1) % часткових протезів ($p < 0,05$). У віддаленому періоді частота таких випадків достовірно зросла ($p < 0,001$) до (12,6±1,5) % у повних та до (4,3±2,0) % у часткових протезах, при цьому залежність від типу конструкції була статистично значущою ($p < 0,05$). У середньому поломки протезів у ранньому періоді спостерігалися у (0,1±0,001) % випадків, а у віддаленому – у (8,9±2,2) % ($p < 0,05$), (табл. 8).

Таблиця 8

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

Раннє фактора	Індикатори оцінки якості конструкції		Терміни клінічної експлуатації ортопедичної конструкції				Прогностична цінність	Інформативність критерію	Достовірність індикатора
			ранній період (до 24 міс)		віддалений період (понад 24 міс)				
	індикатори	градації	абс.	$P \pm m$ (%)	абс.	$P \pm m$ (%)			
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	

Зміна анатомічної форми пластинкових протезів (ПП) внаслідок стирання у ранньому періоді їх використання спостерігалася з частотою (1,1±0,3) % серед часткових протезів та (1,6±0,3) % серед повних ($p > 0,05$). У віддаленому періоді цей показник достовірно зріс ($p < 0,001$) і становив (15,3±1,5) % для часткових ПП та (12,0±2,4) % для повних, при цьому залежність від виду конструкції була відсутня ($p > 0,05$). У середньому порушення анатомічної форми у ранньому періоді відзначалося у (1,0±0,2) % випадків, а у віддаленому – у (8,9±2,2) % ($p > 0,05$).

Отже, найбільш поширеними ознаками погіршення якості пластинкових протезів протягом їх клінічного використання є (у порядку убудування) **порушення фіксації, поява тріщин у базисі, поломка конструкції, зміна анатомічної форми та кольору протеза.**

Для оцінки якості пластинкових протезів була досліджена прогностична цінність основних показників їх зниження залежно від терміну експлуатації (табл. 8). Встановлено, що **найбільш інформативним індикатором є порушення фіксації (I = 2,116 біт)**, тоді як інші показники мають нижчу прогностичну значимість. Комплексна оцінка якості пластинкових протезів може бути здійснена за допомогою спеціально розробленого табличного алгоритму прогнозування їх довговічності із використанням шкали оцінки якості на різних етапах клінічного застосування (табл. 9).

Таблиця 9

Алгоритм прогнозування зниження якості пластинкових протезів

Індикатори оцінки якості пластинкових 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 пластинкових протезів			
ПС _{min} ≤ -17,0			ПС _{max} ≥ +24,0
Низька якість		Висока якість	

Бюгельні протези

Зміна кольору бюгельних протезів (БП) як прояв зниження їх якості (табл. 10) у ранньому періоді їх клінічної експлуатації виявлена у (0,07±0,06) % з фіксацією у вигляді опорно-утримуючого кламера та (0,03±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±0,1) % та (0,03±0,03) % ($p > 0,05$). В середньому для БП у ранньому періоді зміна кольору зафіксована у (0,1±0,01) % конструкцій, у віддаленому – у (0,04±0,01) % (табл. 10).

Терміни та ознаки зниження якості бюгельних протезів

Терміни та ознаки зниження якості ортопедичної конструкції			Знімні конструкції зубних протезів: бюгельні			
			кламер	замок	разом	p
Всього конструкцій			7100	1803	8903	t = 0,59
Зміна кольору	РПЕ	абс.	3	2	5	p > 0,05
		P±m, %*	0,07±0,06	0,03±0,03	0,1±0,01	
	ВПЕ	абс.	2	2	4	t = 0,63
		P±m, %*	0,01±0,01 ^a	0,03±0,03 ^a	0,04±0,01	
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	
	ВПЕ	абс.	227	43	270	t = 1,04
		P±m, %*	3,0±0,3 ^a	3,7±0,6 ^a	3,0±0,8	
Поломка конструкції	РПЕ	абс.	15	4	19	t = 2,13
		P±m, %*	0,5±0,1	1,8±0,6	0,2±0,1	
	ВПЕ	абс.	106	23	129	t = 0,17
		P±m, %*	1,9±0,3 ^a	1,8±0,5 ^a	1,4±0,4	
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	
	ВПЕ	абс.	165	50	215	t = 2,18
		P±m, %*	2,4±0,4 ^a	3,8±0,5 ^a	2,4±0,6	

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 порівняно з РПЕ, * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

Тріщини в бюгельних протезах (БП) не виявлені у ранньому періоді їх клінічного використання. Проте у віддаленому періоді серед БП, зафіксованих опорно-утримуючими кламерами, зареєстровано 9 випадків тріщин базису, що становило (0,1±0,07) %, (рис. 4).

Порушення фіксації БП на початкових етапах експлуатації спостерігалось у (1,0±0,4) % випадків для конструкцій з кламерною фіксацією та у (0,5±0,4) % для протезів із замковою фіксацією. У віддаленому періоді частота порушення фіксації зростала, незалежно від типу кріплення: для кламерних конструкцій – до (3,0±0,3) %, а для замкових – до (3,7±0,6) % (p > 0,05).

Поломка БП на ранніх етапах клінічної експлуатації зафіксована у (0,2±0,1) % випадків і була достовірно (p < 0,05) більш поширеною серед замкових протезів: (кламер – 0,5±0,1 %, замок – 1,8±0,6 %). Однак у віддаленому періоді частота поломок не залежала від виду фіксації і становила (1,4±0,4) %.

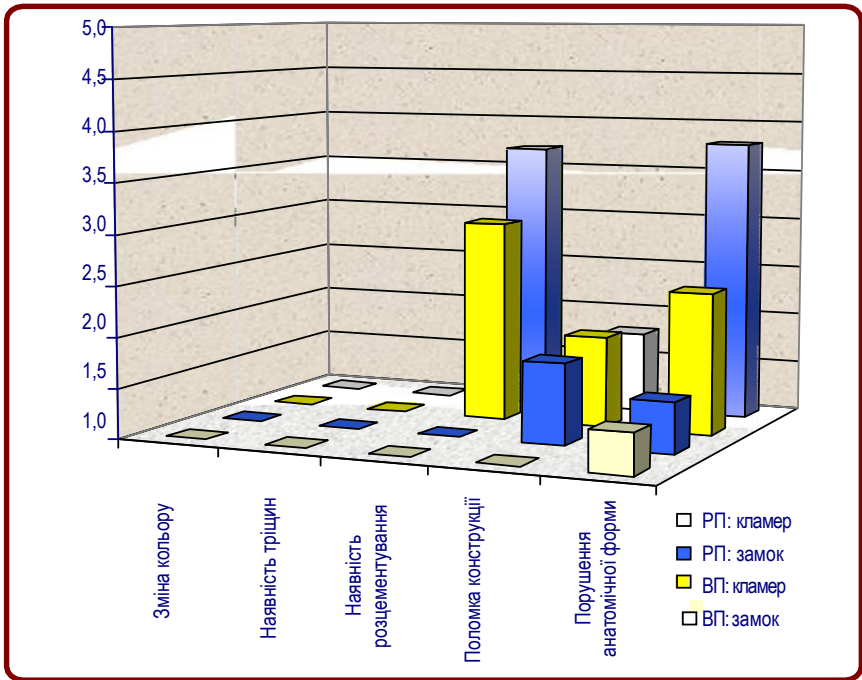


Рис. 4. Частота та характер зниження якості ортопедичної конструкції бюгельні протези

Зміни анатомічної форми штучних зубів БП у ранньому періоді виявлені з частотою $(1,0 \pm 0,2) \%$ незалежно від типу фіксації (кламер – $1,3 \pm 0,4 \%$, замок – $1,5 \pm 0,5 \%$, $p > 0,05$). У віддаленому періоді спостерігалось достовірне ($p < 0,05$) зростання частоти цього показника. При цьому встановлено, що стирання штучних зубів було вищим у замкових фіксаціях – $(3,8 \pm 0,5) \%$ порівняно з кламерними конструкціями – $(2,4 \pm 0,4) \%$, ($p < 0,05$).

Застосовуючи стандартизовану процедуру визначення прогностичної цінності та інформативності критеріїв оцінки якості БП на етапах їх клінічного застосування (табл. 11), отримано відносні показники (частоту), які характеризують експлуатаційну якість конструкції, та розраховано прогностичні коефіцієнти і інформативність (у бітах) достовірних критеріїв.

Отже, найбільш частою ознакою зниження якості бюгельних протезів на етапах їх клінічної експлуатації (рис. 4, табл. 11) є порушення фіксації, поломка конструкції, тріщини базису, зміна анатомічної форми штучних зубів та кольору (подані у ранговій послідовності). Для практичного застосування індикаторів оцінки якості БП нами досліджено прогностичну цінність ознак зниження їх якості залежно від тривалості експлуатації БП (табл. 12) та з'ясовано, що найбільш інформативним індикатором є порушення

фіксації ПП ($I = 0,161$ біт), тоді як інші індикатори менш інформативні. Комплексну прогнозу оцінку якості БП можна виконувати на основі опрацьованого спеціального табличного алгоритму прогнозування зниження якості БП з використанням шкали оцінки якості на етапах клінічного застосування.

Таблиця 11

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

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

Таблиця 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

ПС _{min} ≤ -17,0		ПС _{max} ≥ +17,0	
Низька якість		Висока якість	

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 20 329 штучних коронок (пластмасових – 13 304 од; комбінованих за Белкіним, Бородюком, Ахметовим – 7 025 од), 15 621 мостоподібних протезів (пластмасових – 9 789 од; комбінованих – 5 832 од), 23 538 пластинкових протезів (часткових – 11 340 од; повних – 12 190 од) та 8 903 бюгельних протезів (з фіксуючими елементами у вигляді кламерів системи Нея – 7 100 од та з замковою фіксацією – 1 803 од).

З цією метою для кожного із видів ортопедичних конструкцій застосовано наступні індикатори: індекс клініко-технологічної якості (ІТЯ – 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).

Незнімні конструкції зубних протезів

Якість штучних коронок (*табл. 13*), як з'ясовано у дослідженні визнається 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±0,8) % та (92,1±1,6) %, $p < 0,05$), що залежить від загальної частоти окремих проявів зниження якості конструкцій (для пластмасових – (3,2±0,8) %; для комбінованих – (12,0±2,5) %, $p < 0,01$) та питомої ваги ортопедичних конструкцій з ознаками зниження якості (ІТЯ: для пластмасових – (1,4±0,1) %; для комбінованих – (1,3±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±3,5) % та (39,1±3,7) %, $p < 0,05$), що насамперед відбувається внаслідок зростання загальної частоти окремих проявів зниження якості конструкцій (для пластмасових (47,1±3,5) %, для комбінованих (77,9±9,6) %, $p < 0,01$), при цьому ІТЯ залишається стабільним.

Якість мостоподібних протезів (*табл. 13*) залежить від тривалості їх клінічного використання та типу матеріалу (пластмасові або комбіновані).

У ранньому періоді експлуатації пластмасові мостоподібні протези демонструють вищу якість, ніж комбіновані: (93,9±1,9) % проти (87,1±2,1) % ($p < 0,01$). Це пояснюється меншою загальною частотою дефектів у пластмасових конструкціях (7,2±1,9) %, порівняно з комбінованими (14,7±3,3) % ($p < 0,05$). Водночас, індекс технічної якості (ІТЯ) для мостоподібних протезів не залежить від типу матеріалу та становить (1,2±0,05) % для пластмасових і (1,2±0,1) % для комбінованих конструкцій ($p > 0,05$).

**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±m, % *	3,2±0,8	12,0±2,5	6,5±1,7		
		ІТЯ	1,4±0,1	1,3±0,1	1,3±0,1		p > 0,05
		ЯП	96,8±0,8	92,1±1,6	94,3±1,0		p < 0,05
	ВПЕ	абс.	7317	4944	12261	p < 0,05	
		P±m, % *	47,1±3,5 ^a	77,9±9,6 ^a	60,3±8,0		
		ІТЯ	1,2±0,1	1,3±0,1	1,2±0,1		p > 0,05
		ЯП	52,9±3,5 ^a	39,1±3,7 ^a	49,4±3,3		p < 0,05
		Мостоподібні протези	РПЕ	абс.	708		856
	РПЕ	P±m, % *	7,2±1,9	14,7±3,3	10,0±2,5	p > 0,05	
		ІТЯ	1,2±0,05	1,2±0,1	1,2±0,03		p > 0,05
		ЯП	93,9±1,9	87,1±2,1	90,4±1,7		p < 0,01
		ВПЕ	абс.	6760	3804		10564
	P±m, % *	69,1±4,6 ^a	65,2±5,0 ^a	67,6±8,5			
	ІТЯ	1,5±0,1	1,4±0,1	1,4±0,07	p > 0,05		
	ЯП	55,2±2,2 ^a	47,0±1,9 ^a	51,4±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±m) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – p ≤ 0,05 порівняно з РПЕ, * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

У віддаленому періоді експлуатації спостерігається зниження рівня якості як пластмасових, так і комбінованих мостоподібних протезів: (55,2±2,2) % для пластмасових та (47,0±1,9) % для комбінованих (p < 0,05). Це пов'язано зі зростанням частоти дефектів, які становлять (69,1±4,6) % для пластмасових конструкцій та (65,2±5,0) % для комбінованих (p < 0,05). При цьому ІТЯ у двох групах не має достовірних відмінностей і в середньому становить (1,4±0,07).

Знімні конструкції зубних протезів

Кваліметричний аналіз клінічного використання пластинкових протезів (табл. 14) показав, що часткові та повні конструкції мають певні відмінності за індексом технологічної якості (ІТЯ) та частотою ознак зниження їхньої якості на різних етапах експлуатації.

У ранньому періоді використання часткові пластинкові протези демонструють вищий рівень технологічної якості порівняно з повними (ІТЯ: 1,2±0,06 % для часткових і 2,6±0,1 % для повних, p < 0,001). Однак загальний рівень якості протезів у цих групах практично однаковий (ЯП: 98,1±0,5 % для часткових та 98,5±0,5 % для повних, p > 0,05). Відмінності в ІТЯ пояснюються більшою частотою дефектів у повних пластинкових протезах, що може бути пов'язано з такими факторами, як раннє протезу-

вання після видалення зубів, підвищене навантаження на тканини протезного ложа та можлива атрофія альвеолярного відростка вже на початкових етапах використання. Крім того, на якість можуть впливати стан слизової оболонки, фізико-механічні характеристики відбиткового матеріалу та методика отримання функціонального відбитка (табл. 14).

Таблиця 14

Узагальнені кваліметричні показники на етапах клінічної експлуатації пластинкових протезів

Терміни та критерії оцінки якості конструкції		Зміни конструкції зубних протезів				
		часткові	повні	разом	p	
Пластинкові протези	РПЕ	абс.	246	410	656	p > 0,05
		P±m, % *	3,5±0,7	5,9±1,4	2,8±0,7	
		ІТЯ	1,2±0,06	2,6±0,1	1,8±0,1	
	ВПЕ	ЯП	98,1±0,5	98,5±0,5	98,3±0,5	p > 0,05
		абс.	6994	8002	14996	p > 0,05
		P±m, % *	71,3±6,0 ^a	75,9±9,6 ^a	63,7±8,0	
ІТЯ	1,3±0,1	1,6±0,1	1,5±0,1	p < 0,05		
	ЯП	46,7±2,0 ^a	58,4±5,5 ^a	52,8±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±m) % – частота ознак зниження якості конструкції, ^a – p ≤ 0,05 порівняно з РПЕ, * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

У віддаленому періоді експлуатації відзначається зниження технологічної якості протезів (p < 0,05), більш виражене для повних конструкцій (1,6±0,1), ніж для часткових (1,3±0,1). Водночас загальна якість протезів погіршується у більшій мірі саме у часткових конструкцій (ЯП: 46,7±2,0 % для часткових протезів і 58,4±5,5 % для повних, p < 0,05). Це означає, що повні пластинкові протези рідше потребують заміни у віддаленому періоді, але при цьому мають більше проявів зниження якості.

Бюгельні протези

Оцінка результатів клінічної експлуатації бюгельних протезів (табл. 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 (ІТЯ: кламер – (1,4±0,06) %; замок – (1,2±0,07) %, p < 0,05).

У віддаленому періоді клінічної експлуатації бюгельних протезів виявлено зниження (p < 0,05) їх технологічної якості більше зі замковою фіксацією (2,3±0,1), ніж у вигляді кламера (1,7±0,1), тоді як зі зменшенням показника якості ортопедичної конструкції навпаки (ЯП: кламер (95,7±0,30) % та замок (96,9±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. 5).

**Узагальнені кваліметричні показники
на етапах клінічної експлуатації бюгельних протезів**

Терміни та критерії оцінки якості конструкції		Знімні конструкції зубних протезів				
		кламер	замок	разом	<i>p</i>	
Бюгельні протези	РПЕ	абс.	99	39	138	<i>t</i> = 0,63
		<i>P</i> ± <i>m</i> , % *	2,9±0,9	3,8±1,1	1,6±0,4	<i>p</i> > 0,05
		ІТЯ	1,4±0,06	1,2±0,07	1,3±0,1	<i>t</i> = 2,16 <i>p</i> < 0,05
		ЯП	98,9±0,5	97,9±0,8	98,8±0,5	<i>t</i> = 1,06 <i>p</i> > 0,05
	ВПЕ	абс.	509	118	6274	<i>t</i> = 2,01
		<i>P</i> ± <i>m</i> , % *	7,5±0,4 ^a	9,3±0,8 ^a	7,0±0,9	<i>p</i> < 0,05
		ІТЯ	1,7±0,1	2,3±0,1	1,8±0,1	<i>t</i> = 4,24 <i>p</i> < 0,05
		ЯП	95,7±0,30 ^a	96,9±0,52 ^a	96,0±0,3	<i>t</i> = 2,00 <i>p</i> < 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 порівняно з РПЕ, * – середньозважений рівень по 10 лікувально-профілактичних закладах

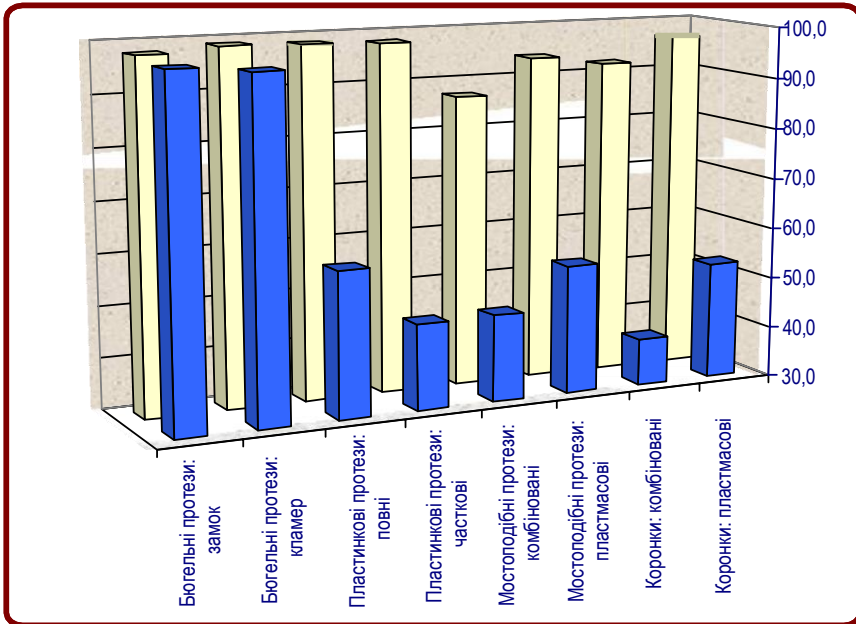


Рис.5. Узагальнена порівняльна оцінка якості ортопедичних конструкцій на етапах їх клінічної експлуатації

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. 6). Так, у ранньому періоді клінічної експлуатації визначальними факторами якості конструкцій є структура кадрового забезпечення лікарями стоматологічних поліклінік, зокрема, 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 – це кваліфікація зубних техніків: питома вага зубних техніків без кваліфікаційної категорії (F_8 ; $KC = 0,517$) (рис. 6, табл. 16).

Зважаючи на те, що на якість ортопедичних конструкцій можуть впливати різні фактори, виконано багатофакторний кореляційний аналіз (метод парної кореляції за Спірменом) для кожного із виду конструкцій (табл. 16).

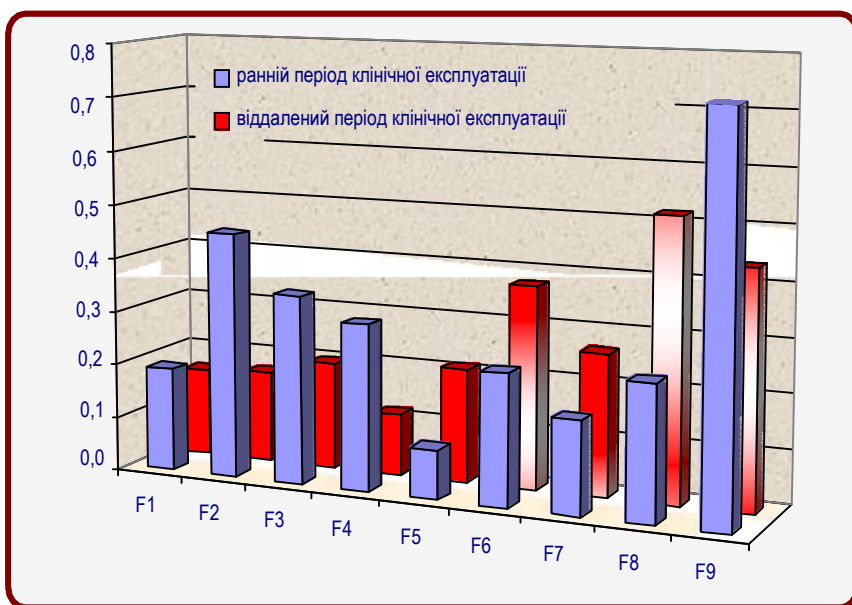


Рис.6. Коефіцієнти системоутворення окремих факторів: вплив на якість конструкції у ранньому та віддаленому періодах

**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: F_1 – питома вага ортопедів-стоматологів вищої кваліфікаційної категорії, F_2 – питома вага ортопедів-стоматологів першої кваліфікаційної категорії, F_3 – питома вага ортопедів-стоматологів другої кваліфікаційної категорії, F_4 – питома вага ортопедів-стоматологів без кваліфікаційної категорії, F_5 – питома вага зубних техніків вищої кваліфікаційної категорії, F_6 – питома вага зубних техніків першої кваліфікаційної категорії, F_7 – питома вага зубних техніків другої кваліфікаційної категорії, F_8 – питома вага зубних техніків без кваліфікаційної категорії, F_9 – індекс кадрового забезпечення (лікарі/зубні техніки), ІТЯ – індекс технологічної якості лікування

Для забезпечення якості коронок у ранньому періоді найбільш значущими 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 періоді виявлено зворотній середньої сили взаємозв'язок з питоמוю вагою зубних техніків без категорії (F_6 : $r_{XY} = -0,402$). Для мостоподібних протезів у ранньому періоді їх клінічної експлуатації найбільш значущим 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. 7).

Для знімних пластинкових протезів виявлено інші закономірності. Наприклад, найбільший вплив на їх якість мають такі фактори, як кваліфікація медичного персоналу: F_2 ($r_{XY} = -0,378$), F_4 ($r_{XY} = -0,513$), F_6 ($r_{XY} = -0,256$). Щодо бюгельних протезів, то їх якість значною мірою залежить від кваліфікації зубних техніків (F_7 $r_{XY} = -0,400$, F_8 $r_{XY} = +0,482$), а не від кваліфікації лікарів-ортопедів (F_2 $r_{XY} = -0,509$).

Загалом на основі корелограм показників технологічної якості можна зробити висновок, що важливим фактором, який визначає якість виготовлення зубних протезів (як знімних, так і незнімних), є структура медичного персоналу ортопедичного відділення та їх кваліфікація. Однак, незважаючи на ці фактори, клінічна експлуатація протезів все одно призводить до

зниження їх якості, що не можна пояснити лише кваліфікацією персоналу, і вимагає глибшого вивчення з точки зору матеріалознавства та технології виготовлення протезів.

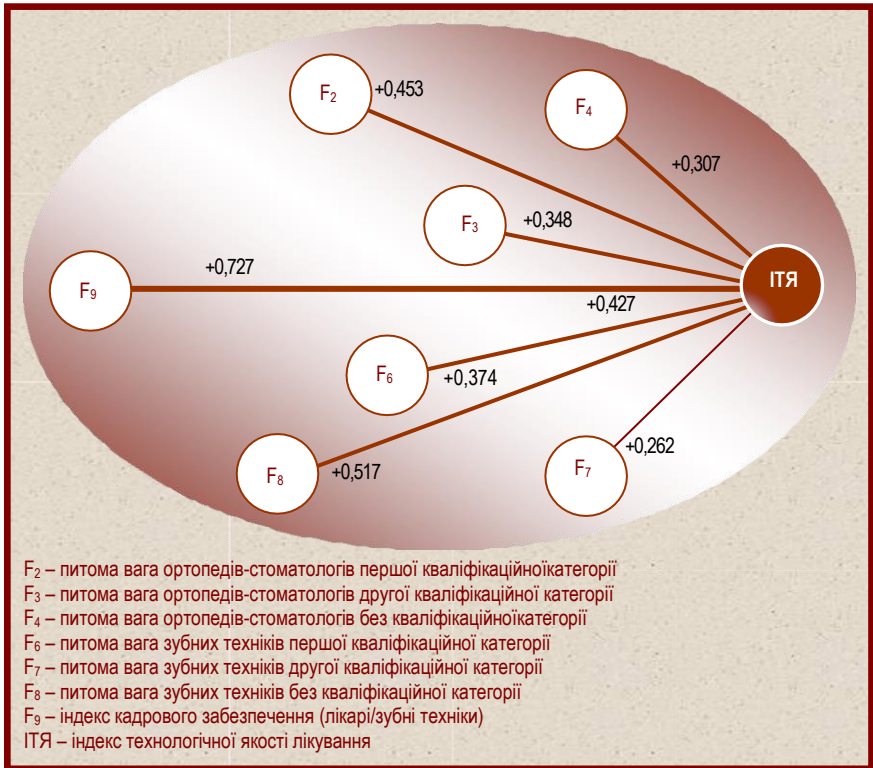


Рис.7. Кореляційні взаємозв'язки між індексом технологічної якості та організаційно-технологічними факторами

Метою дослідження було вивчення безпосередніх та віддалених результатів клініко-технологічної оцінки якості лікування з використанням зубних протезів з вітчизняних матеріалів. Дослідження проводилося протягом 10 років у 11 стоматологічних поліклініках і відділеннях Харкова та Харківської області з урахуванням основних видів ортопедичних конструкцій, кваліфікації персоналу ортопедичних кабінетів і зуботехнічних лабораторій, а також показників зниження якості протезів на етапах їх клінічної експлуатації.

Штучні коронки. Найпоширенішими ознаками зниження якості штучних коронок (ШК) на етапах клінічної експлуатації є зміна кольору,

розцементування, зміна анатомічної форми, утворення тріщин і полумка конструкції. Згідно з дослідженням, найбільш інформативним індикатором є зміна кольору ШК ($I = 0,997$ біт), а інші індикатори мають меншу інформативність. Крім того, виявлено, що існують достовірні відмінності в інформативності індикаторів зниження якості ШК в ранньому та віддаленому періодах, що підтверджується рівнем значущості $p < 0,0001$.

Дослідження охопило 20 329 ШК (зокрема 13 304 пластмасових і 7 025 комбінованих за методиками Белкіна, Бородюка, Ахметова), що дозволило оцінити якість коронок. Як показав аналіз, якість ШК залежить від тривалості їх клінічної експлуатації та типу матеріалу (пластмасові чи комбіновані). Пластмасові коронки продемонстрували вищий рівень якості, ніж комбіновані (ЯП: відповідно $96,8 \pm 0,8$ % та $92,1 \pm 1,6$ %, $p < 0,05$), що зумовлено меншими частотами проявів зниження якості (для пластмасових – $3,2 \pm 0,8$ %; для комбінованих – $12,0 \pm 2,5$ %, $p < 0,01$). Крім того, пластмасові коронки зазнають більш виразного зниження якості в віддаленому періоді порівняно з комбінованими (ЯП: $52,9 \pm 3,5$ % для пластмасових та $39,1 \pm 3,7$ % для комбінованих, $p < 0,05$).

У ранньому періоді клінічної експлуатації якість коронок залежить від рівня кваліфікації лікарів-ортопедів і зубних техніків, тоді як у віддаленому періоді цей зв'язок змінюється і виявляється зворотний вплив на якість, зокрема з питомою вагою зубних техніків без кваліфікації ($F_6: rXY = -0,402$).

На основі отриманих результатів було розроблено спеціальний алгоритм для прогнозування зниження якості ШК та шкала оцінки їх якості на етапах клінічного застосування.

Мостоподібні протези. Найбільш частою ознакою зниження якості МП на етапах їх клінічної експлуатації є зміна кольору, розцементування, формування тріщин, зміна анатомічної форми, полумка конструкції. На етапах клінічної експлуатації було проведено порівняльне дослідження якості 15 621 мостоподібного протезу (МП), з яких 9 789 були пластмасовими, а 5 832 – комбінованими. Дослідження показало, що якість МП залежить від тривалості їх експлуатації, причому найбільш інформативним індикатором зниження якості є зміна кольору МП ($I = 0,912$ біт). Інші показники мають меншу інформативність.

Виявлено, що якість МП визначається також типом матеріалу (пластмасові або комбіновані) та тривалістю їх клінічної експлуатації. У ранньому періоді пластмасові МП мають вищий рівень якості порівняно з комбінованими (ЯП: $93,9 \pm 1,9$ % для пластмасових та $87,1 \pm 2,1$ % для комбінованих, $p < 0,01$). Це зумовлено меншою частотою проявів зниження якості у пластмасових протезів ($7,2 \pm 1,9$ % проти $14,7 \pm 3,3$ % для комбінованих, $p < 0,05$). Однак на відміну від коронок індекс технологічної якості (ІТЯ) не залежить від однорідності конструкційного матеріалу.

У віддаленому періоді експлуатації (ВПЕ) обидва типи МП (пластмасові та комбіновані) демонструють зниження якості (ЯП: $55,2 \pm 2,2$ % для пласт-

масових і $47,0 \pm 1,9$ % для комбінованих, $p < 0,05$), що пояснюється зростанням частоти окремих проявів зниження якості. ІТЯ залишалося стабільним і в середньому становило $1,4 \pm 0,07$ для обох типів протезів.

Особливий вплив на рівень якості МП у ранньому періоді експлуатації має кваліфікація лікарів ортопедів-стоматологів, зокрема F2 ($rXY = -0,918$), F3 ($rXY = +0,665$), F4 ($rXY = +0,435$).

Із врахуванням цих закономірностей було розроблено спеціальний алгоритм для прогнозування зниження якості МП та шкала оцінки їх якості на різних етапах клінічного застосування (див. табл. 6).

Пластинкові протези. Найбільш частою ознакою зниження якості ПП на етапах їх клінічної експлуатації (див. рис. 3, табл. 8) є: порушення фіксації, тріщини базису, поломка конструкції, зміна анатомічної форми та кольору конструкції. Доведено, що зниження якості ПП залежить від тривалості експлуатації 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 23 538 пластинкових протезів (часткових – 11 340 од; повних – 12 190 од) та доведено, що (див. табл. 14) часткові та повні конструкції дещо відрізняються індексом технологічної якості та частотою окремих ознак її зниження залежно від етапу клінічної експлуатації протеза. У ранньому періоді експлуатації (РПЕ) часткові пластинкові протези (ПП) мають різні рівні технологічної якості (ІТЯ: для часткових – $(1,2 \pm 0,06)$ %, для повних – $(2,6 \pm 0,1)$ %, $p < 0,001$), але подібний рівень якості (ЯП: для часткових – $(98,1 \pm 0,5)$ % і для повних – $(98,5 \pm 0,5)$ %, $p > 0,05$). Це пояснюється тим, що повні ПП мають більше проявів зниження якості, незважаючи на однакову частоту повторного ортопедичного лікування. Така різниця може бути спричинена раннім протезуванням після видалення зубів та підвищеним тиском на тканини протезного ложа, що сприяє атрофії альвеолярного паростка у РПЕ.

У віддаленому періоді експлуатації (ВПЕ) спостерігається зниження технологічної якості ПП, причому це більше стосується повних протезів $(1,6 \pm 0,1)$ %, ніж часткових $(1,3 \pm 0,1)$ %, $p < 0,05$. Однак, коли мова йде про загальний рівень якості, часткові ПП мають нижчий показник (ЯП: для часткових $(46,7 \pm 2,0)$ % і для повних $(58,4 \pm 5,5)$ %, $p < 0,05$). Це означає, що хоча повні ПП потребують заміни рідше, ніж часткові, їх якість знижується більшою мірою.

Якість ПП також залежить від кваліфікації персоналу ортопедичних кабінетів та зуботехнічних лабораторій (ЗТЛ), зокрема F2 ($rXY = -0,378$), F4 ($rXY = -0,513$), F6 ($rXY = -0,256$).

Для прогнозування зниження якості ПП було розроблено спеціальний алгоритм, що дозволяє оцінювати зміни якості протезів на різних етапах клінічного застосування за допомогою шкали оцінки якості (див. табл. 9).

Бюгельні протези. Дослідження показало, що найпоширенішими ознаками зниження якості бюгельних протезів (БП) під час їх клінічної експлуатації є проблеми з фіксацією, поломка конструкції, тріщини в базисі, зміна форми штучних зубів і кольору. Встановлено, що зниження якості БП залежить від тривалості їх використання, і найбільш значущим індикатором є порушення фіксації ($I = 0,161$ біт).

Оцінка результатів клінічної експлуатації вказує, що частота зниження якості БП залежить від виду фіксації і спостерігається переважно у віддаленому періоді. У ранньому періоді експлуатації були виявлені відмінності між протезами з різними типами фіксації за індексом технологічної якості конструкції (ІТЯ: для кламерів ($1,4 \pm 0,06$) % і для замків ($1,2 \pm 0,07$) %, $p < 0,05$). У віддаленому періоді клінічної експлуатації БП спостерігається зниження технологічної якості, причому це більше стосується замкової фіксації ($2,3 \pm 0,1$) %, ніж кламера ($1,7 \pm 0,1$), $p < 0,05$, але рівень якості конструкції, навпаки, вищий у замкових протезів (ЯП: кламер ($95,7 \pm 0,30$) % і замок ($96,9 \pm 0,52$) %, $p < 0,05$).

Бюгельні протези порівняно з іншими типами ортопедичних конструкцій демонструють найвищі рівні якості як на ранніх, так і на пізніших етапах експлуатації. Якість БП більше залежить від кваліфікації зубних техніків (F7: $r_{XY} = -0,400$, F8: $r_{XY} = +0,482$), ніж від кваліфікації лікарів-ортопедів-стоматологів (F2: $r_{XY} = -0,509$).

Для прогнозування якості БП було розроблено спеціальний табличний алгоритм і запропоновано шкалу для оцінки якості на етапах клінічного застосування (див. табл. 12).

ПОРІВНЯЛЬНА КВАЛІМЕТРИЧНА ОЦІНКА СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

Конструкційні матеріали

Порівняльний аналіз якості матеріалів для виготовлення базису знімних протезів включав оцінку властивостей акрилових пластмас, що застосовуються при холодній та гарячій полімеризації. У системі кваліметрії було досліджено індикативні властивості таких матеріалів, як «Протакрил-М», «Редонт» та «Vertex castapres» відповідно до стандарту ISO-10139. Вивчені параметри включають деформацію при стискуванні, вигинаючу напругу, ударну в'язкість, опір стирання та рівень залишкового мономера.

За показником деформації при стискуванні всі матеріали відповідають вимогам ISO-10139, але «Vertex castapres» виявив найменшу деформацію ($3,7 \pm 0,1$) %, що є статистично значущим ($p \leq 0,05$), тоді як для «Редонт»

цей показник становить $3,9 \pm 0,2$ %, а для «Протакрил-М» – $4,0 \pm 0,1$ %. Кваліметричні показники для цих матеріалів варіюються в межах $0,151$ – $0,232$ біт з найвищим значенням у «Vertex castapres» – $0,232$ біт.

Що стосується вигинаючої напруги, то всі досліджувані матеріали перевищують індикативні значення ISO-10139 на 20–30 %, що забезпечує достатню міцність базису при динамічних навантаженнях. Для «Vertex castapres» вигинаюча напруга становить $86,6 \pm 4,0$ МПа, що є найвищим серед досліджених матеріалів порівняно з $82,5 \pm 3,0$ МПа для «Редонт» і $77,8 \pm 4,0$ МПа для «Протакрил-М». Кваліметричні показники цих матеріалів коливаються в межах $0,217$ – $0,311$ біт.

Щодо ударної в'язкості, всі матеріали демонструють запас міцності, що перевищує вимоги ISO-10139 на 40–80 %. Матеріал «Vertex castapres» має найвищий показник ударної в'язкості ($5,4 \pm 0,5$) кДж/см², що достовірно перевищує аналогічні показники для «Редонт» ($4,1 \pm 0,3$) кДж/см² і «Протакрил-М» ($4,3 \pm 0,2$) кДж/см². Це забезпечує кваліметричні показники в межах $0,330$ – $0,471$ біт (табл. 17).

Таблиця 17

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

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори за ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Протакрил-М»	«Редонт»	«Vertex castapres»
Деформація при стискуванні	($M \pm m$), %	$\leq 4,5$	$4,0 \pm 0,1$	$3,9 \pm 0,2$	$3,7 \pm 0,1^a$
	S	1,0	0,889	0,867	0,822
	h_0 , біт	0	0,151	0,179	0,232
Вигинаюча напруга	($M \pm m$), МПа	$\geq 65,0$	$77,8 \pm 4,0$	$82,5 \pm 3,0$	$86,6 \pm 4,0^a$
	S	1,0	0,835	0,787	0,750
	h_0 , біт	0	0,217	0,272	0,311
Ударна в'язкість	($M \pm m$), кДж/см ²	$\geq 3,0$	$4,3 \pm 0,2$	$4,1 \pm 0,3^c$	$5,4 \pm 0,5^a$
	S	1,0	0,638	0,731	0,556
	h_0 , біт	0	0,414	0,330	0,471
Опір стирання	($M \pm m$), Дж/м ²	$\geq 30,0$	$54,5 \pm 0,5^a$	$49,8 \pm 0,4$	$48,0 \pm 0,6^a$
	S	1,0	0,550	0,602	0,625
	h_0 , біт	0	0,474	0,441	0,424
Відсоток залишкового мономера	($M \pm m$), %	$\leq 1,50$	$2,6 \pm 0,2$	$2,2 \pm 0,3$	$1,9 \pm 0,1^a$
	S	1,0	0,826	0,681	0,731
	h_0 , біт	0	0,228	0,377	0,330
Водопоглинання	$M \pm m$, мг/см ³	$\leq 32,0$	$29,6 \pm 0,5$	$28,8 \pm 1,1$	$29,4 \pm 0,4$
	S	1,0	0,925	0,900	0,918
	h_0 , біт	0	0,104	0,137	0,113
Узагальнений показник якості – Н, біт			0,265	0,289	0,314

Примітка: ^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

Опір стирання полімеризату виявив найбільший показник для матеріалу «Протакрил-М», який становить $(54,5 \pm 0,5)$ кДж/см², що є статистично значущим ($p \leq 0,001$), у той час як матеріали «Редонт» та «Vertex castapres» мають менший опір стирання, але все одно перевищують показник ISO-10139 на 50–60 %. Ці результати відображаються в кваліметричних показниках, які варіюються в межах 0,424–0,474 біт.

Аналіз показників властивостей матеріалів демонструє унікальні кваліметричні профілі для кожного типу пластмаси холодної полімеризації, що дозволяє оцінювати їх ефективність та застосування в стоматології (рис. 8).

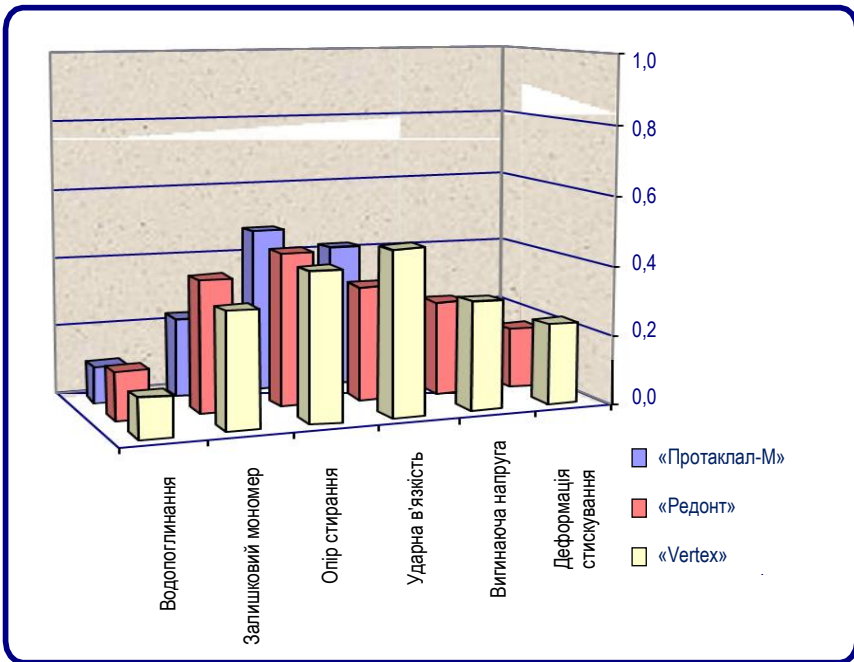


Рис. 8. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення базису знімного протезу

За рівнем водопоглинання матеріали мають показники, що не відрізняються від значень ISO-10139 ($p \geq 0,05$), коливаючись від 28,8 до 29,6 мг/см³, що є в межах норми. Однак вміст залишкового мономера у матеріалах після виготовлення перевищує рекомендовані норми, що може знижувати якість зубних протезів. Це підкреслює необхідність коригування технології полімеризації пластмас для зменшення рівня залишкового мономера.

Кваліметричну оцінку пластмас гарячої полімеризації було проведено за кількома властивостями конструкційних матеріалів «Етакрил-02»,

«Фторакс» та «Vertex rapid» відповідно до вимог ISO-10139. Результати лабораторних випробувань показали, що за показником деформації при стискуванні всі матеріали відповідають вимогам стандарту та не мають значних відмінностей ($p > 0,05$). Ці матеріали демонструють значний запас міцності, перевищуючи індикативні значення в 2–2,5 рази, а інформативність коливається в межах 0,471–0,525 біт.

Що стосується вигинаючої напруги, то досліджувані матеріали на 30–90 % перевищують індикативні значення ISO-10139, що забезпечує високу міцність базису при динамічних навантаженнях. Наприклад, матеріал «Етакрил-02» має вигинаючу напругу 117,6 МПа, що є найбільшим серед досліджених матеріалів. Кваліметричні показники цих матеріалів варіюються від 0,390 до 0,471 біт, що свідчить про їх високу технологічну якість.

Ударна в'язкість матеріалів також показала значний запас міцності, перевищуючи індикативне значення ISO-10139 на 50–90 %. Наприклад, матеріал «Етакрил-02» має показник 5,8 кДж/см², що є найбільшим серед трьох досліджуваних матеріалів. Кваліметричні показники за цією властивістю варіюються в межах 0,402–0,492 біт.

Щодо опору стиранню, то матеріал «Vertex rapid» показав найвищий опір (41,8 кДж/см²), перевищуючи індикативний показник ISO-10139, а інші матеріали «Фторакс» і «Етакрил-02» мають значення, що також перевищують стандарт, але є нижчими порівняно з «Vertex rapid». Кваліметричні показники опору стирання коливаються в межах 0,285–0,424 біт, що відображає різні властивості цих матеріалів, (табл. 18).

Таблиця 18

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

Властивості конструкційних матеріалів	Індикатори за ISO-10139	Конструкційні матеріали			
		«Етакрил-02»	«Фторакс»	«Vertex rapid»	
Деформація при стискуванні	($M \pm m$), %	$\leq 4,5$	2,5 \pm 0,3	2,1 \pm 0,6	1,9 \pm 0,3
	S	1,0	0,555	0,467	0,422
	h_0 , біт	0	0,471	0,513	0,525
Вигинаюча напруга	($M \pm m$), МПа	$\geq 65,0$	117,6 \pm 3,2 ^a	101,6 \pm 2,0	98,7 \pm 4,1 ^a
	S	1,0	0,556	0,643	0,656
	h_0 , біт	0	0,471	0,410	0,399
Ударна в'язкість	($M \pm m$), кДж/см ²	$\geq 3,0$	5,8 \pm 0,9	5,3 \pm 0,6	4,6 \pm 0,7
	S	1,0	0,517	0,566	0,652
	h_0 , біт	0	0,492	0,465	0,402
Опір стирання	($M \pm m$), Дж/м ²	30,0	39,5 \pm 0,3	38,7 \pm 0,5 ^c	41,8 \pm 0,5 ^a
	S	1,0	0,759	0,775	0,625
	h_0 , біт	0	0,302	0,285	0,424
Відсоток залишкового мономеру	($M \pm m$), %	0,50	0,43 \pm 0,09	0,42 \pm 0,11	0,51 \pm 0,10
	S	1,0	0,860	0,840	0,980
	h_0 , біт	0	0,187	0,211	0,029

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори за ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Етакрил-02»	«Фторакс»	«Vertex rapid»
Водопоглинання	M±m, мг/см³	32,0	26,4±0,9	27,8±1,2	28,3±0,8 ^a
	S	1,0	0,880	0,868	0,744
	h ₀ , біт	0	0,162	0,177	0,317
Узагальнений показник якості – Н, біт			0,348	0,343	0,349

Примітка: ^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

Питома вага залишкового мономера на момент виготовлення базису знімного протеза для матеріалів гарячої полімеризації коливається у межах (0,42–0,51) % та є найменшою у разі застосування матеріалу «Етакрил-02» – (0,43±0,09) %, а найбільшою для матеріалу «Vertex rapid» – (0,51±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±0,8) %, а найменший – (26,4±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. 9).

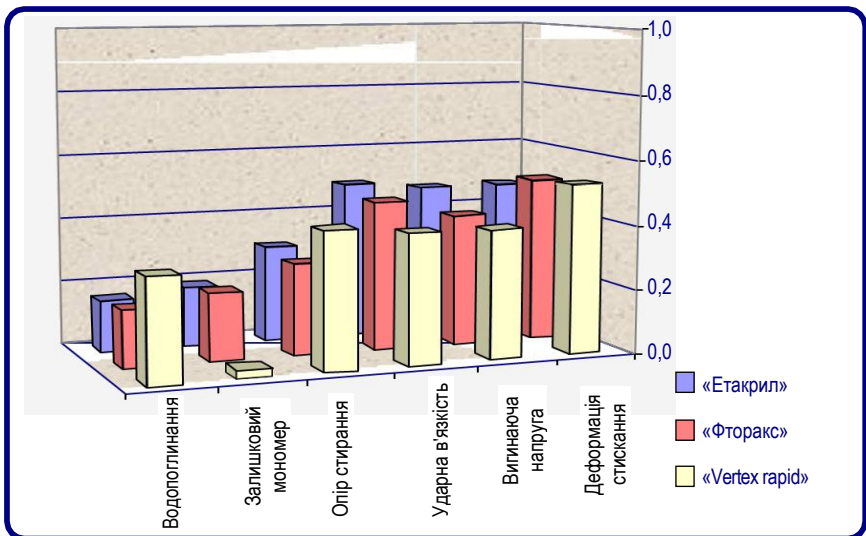


Рис.9. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення базису знімного протезу

Порівняльний аналіз якості конструкційних стоматологічних матеріалів для незнімних конструкцій зубних протезів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей акрилових пластмас холодної та гарячої полімеризації (рис. 10).

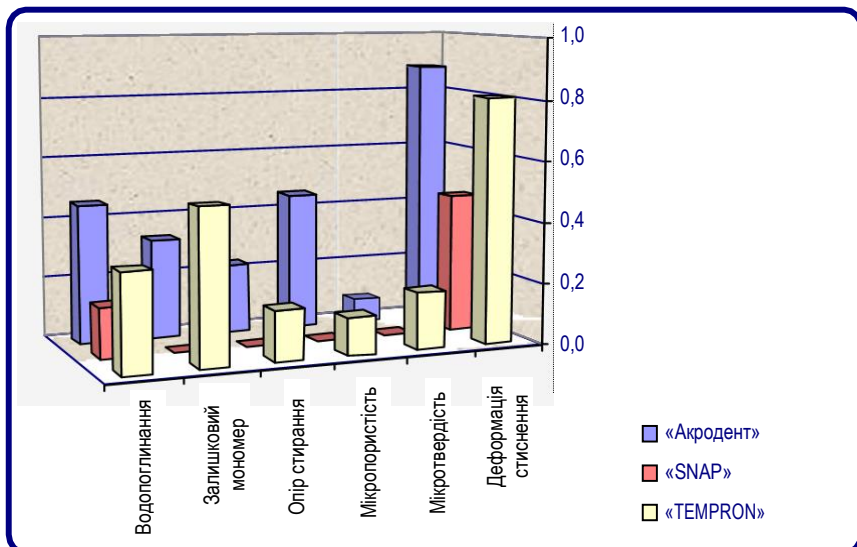


Рис. 10. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів (за кваліметричним коефіцієнтом матеріалу; h_0 , біт)

В системі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації досліджено індикативні властивості конструкційних матеріалів: «Акродент», «SNAP» та «ТЕМPRON», що передбачено ISO-10477: деформація при стискуванні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання полімеризату та питомий вміст залишкового мономера і водопоглинання матеріалу (табл. 19).

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 «ТЕМPRON» 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 мономера на момент виготовлення НКЗП для матеріалів холодної полімеризації коливається у межах $(3,3-4,1)$ % та є найменшою у матеріалі «ТЕМPRON» – $(3,3 \pm 0,1)$ %, а найбільшим для матеріалу «SNAP» – $(4,1 \pm 0,3)$ %, $p \geq 0,05$; для кожного із матеріалів обчи-

слені кваліметричні показники, що 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±0,05) % (матеріал «Акродент») до (1,6±0,03) % (матеріал «SNAP»), не сягаючи нормативних граничних значень за ISO-10477. Водночас зазначаємо, що кваліметричний коефіцієнт найвищий для матеріалу «Акродент» (рис. 10, табл. 19).

Таблиця 19

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ: акрилові пластмаси холодної полімеризації для виготовлення НКЗП

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори за 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 ^a
	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 ^a
	S	1,0	0,826	1,000	0,956
	h ₀ , біт	0	0,228	0,000	0,062
Опір стирання	(M±m), Дж/м ²	30,1	32,4±0,2 ^a	30,1±0,6 ^c	31,8±0,3 ^a
	S	1,0	1,076	1,000	1,056
	h ₀ , біт	0	0,114	0,000	0,083
Відсоток 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 – Н, біт			0,203	0,052	0,176

Примітка: ^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 – кваліметричні коефіцієнти матеріалу

Порівняльний аналіз якості акрилових пластмас гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП включав узагальнення результатів лабораторного вивчення властивостей конструкційних матеріалів: «Сінма-М», «Сінма М+V» та «Suregfront С+В», що передбачено ISO-10477: ударна в'язкість, час набухання, вигинаюча напруга, твердість за Хепплером, водопоглинання (табл. 20).

**Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних СМ:
акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП**

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

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

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

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

S – відносний стандартизований та h₀ – кваліметричний коефіцієнти матеріалу

Ударна в'язкість зразків із матеріалів гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП (табл. 20) «Сінма-М» та «Сінма М+V» характеризується значним перевищенням нормативних значень за ISO-10477 на (60÷100) % і відповідно становить (6,4±0,8) та (5,2±0,85) кДж/см², тоді як матеріал «Superpont C+B» становить (3,2±0,9) кДж/см², що і відображається відповідними кваліметричними показниками досліджуваних матеріалів – у межах (0,089÷2,324) біт (рис. 11).

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

За показником вигинаючої напруги (табл. 21), 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 C+В» – $(69,6 \pm 4,0)$ МПа. Для вказаних зуботехнічних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у межах $(0,232 \div 1,927)$ біт. «Сінма М+V» становить $(253,0 \pm 0,8)$ МПа, тоді як для матеріалу «Superpont C+В» – $(240,4 \pm 1,1)$ МПа, а найменший – для конструкційного матеріалу «Сінма-М» $(223,6 \pm 0,9)$ МПа; відповідні кваліметричні показники стоматологічних матеріалів становлять $0,420$, $0,316$ та $0,167$ біт.

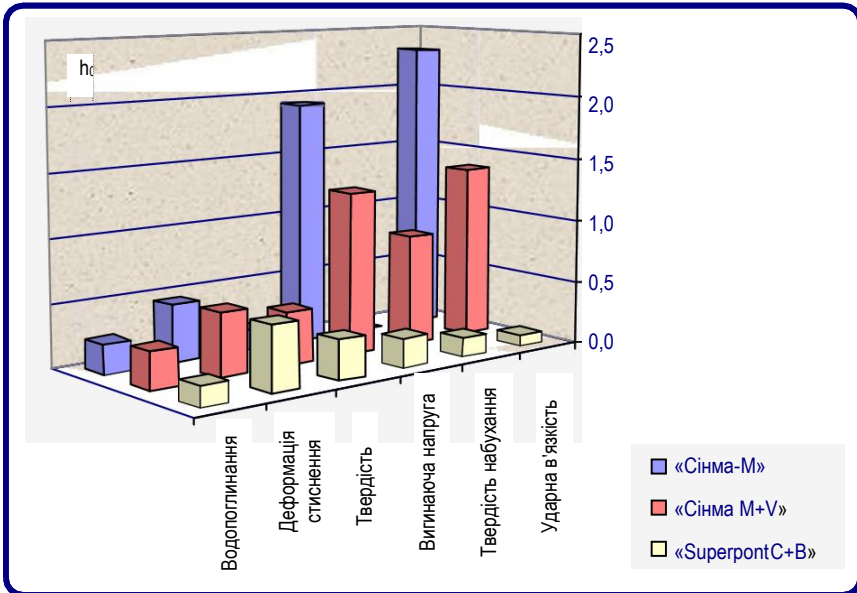


Рис.11. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: акрилові пластмаси гарячої полімеризації для виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів (за кваліметричним коефіцієнтом матеріалу; h_0 , біт)

За показником деформації при стискуванні, як підтверджують результати лабораторних випробувань (табл. 21), 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 порівняно з індикативним показником: матеріал «Сінма-М» – $(2,6 \pm 0,3)$ %, матеріал «Сінма М+V» – $(1,1 \pm 0,06)$ % та матеріал «Superpont C+В» – $(1,2 \pm 0,1)$ %. Для вказаних зуботехнічних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність висока та коливається у межах $(0,456 \div 0,510)$ біт.

Результати лабораторного вивчення властивостей конструкційних стоматологічних матеріалів: лак покривний

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості за ISO-14569	Конструкційні матеріали		
			«ЕДА-03»	«Сінма М+V»	«Conalor»
Час структуризації	$M \pm m$, с	≤ 600	$560,0 \pm 5,0^a$	$420,0 \pm 8,0^c$	$524,0 \pm 7,0^b$
	S	1,0	0,933	0,700	0,873
	h_0 , біт	0	0,093	0,360	0,171
Коефіцієнт відображення	$M \pm m$, %	$\leq 5,0$	$4,3 \pm 0,2$	$4,0 \pm 0,3$	$3,8 \pm 0,2^b$
	S	1,0	0,860	0,800	0,760
	h_0 , біт	0	0,187	0,258	0,301
Мікротвердість зразків	$(M \pm m)$, МН/м ²	$\geq 250,0$	$270,0 \pm 4,5^a$	$290,0 \pm 6,0^c$	$280,0 \pm 1,0^b$
	S	1,0	0,926	0,862	0,893
	h_0 , біт	0	0,103	0,185	0,146
Мікропористість поверхні	$(M \pm m)$, ммк ²	$\leq 0,010$	$0,008 \pm 0,001$	$0,007 \pm 0,001$	$0,007 \pm 0,001$
	S	1,0	0,800	0,700	0,700
	h_0 , біт	0	0,258	0,360	0,360
Адгезія з металом	$M \pm m$, МПа	$\geq 3,5$	$4,1 \pm 0,1^a$	$6,2 \pm 0,3^c$	$4,8 \pm 0,1^b$
	S	1,0	0,853	0,507	0,729
	h_0 , біт	0	0,196	0,497	0,332
Адгезія з пластмасою	$M \pm m$, МПа	$\geq 50,0$	$57,5 \pm 1,6^a$	$69,0 \pm 2,0^c$	$63,2 \pm 1,4^b$
	S	1,0	0,869	0,724	0,791
	h_0 , біт	0	0,176	0,337	0,268
Узагальнений показник якості – Н, біт			0,169	0,333	0,263

Примітка: ^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

Аналіз даних лабораторних досліджень виявив, що рівень водопоглинання зразків матеріалів гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП, відповідаючи вимогам ISO-10477, різняться 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 C+V» – $(28,2 \pm 0,8)$ 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, коефіцієнта 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 (рис. 12).

Час структуризації досліджуваних лаків варіюється від 420 до 560 с зі суттєвою різницею між лаками «ЕДА-03» та «Сінма М+V» (відповідно $560,0 \pm 5,0$ с і $420,0 \pm 8,0$ с). Лак «Сінма М+V» показав найбільші коливання часу структуризації, які досягають 2,0 %.

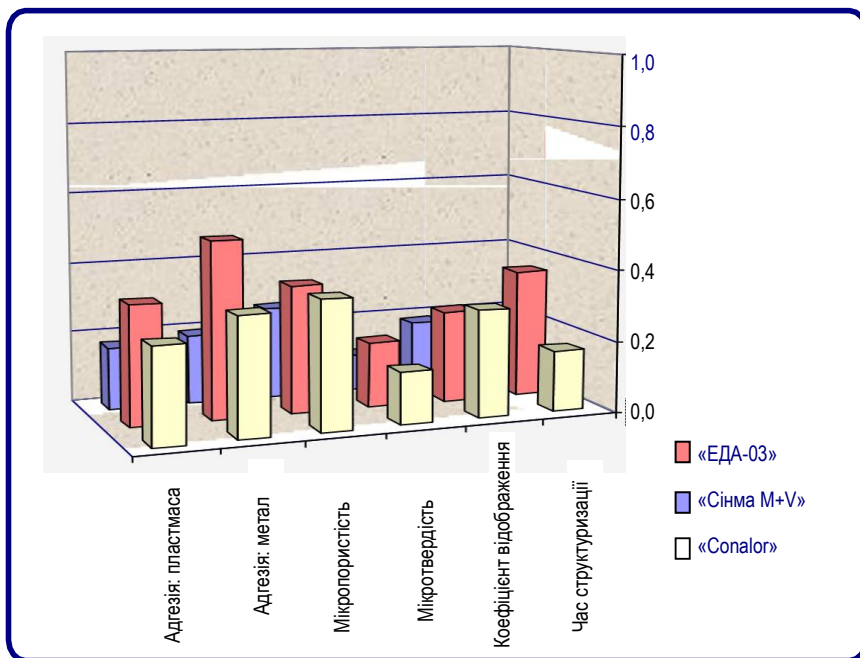


Рис.12. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: лак покривний для виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів

Коефіцієнт відображення рельєфу металевого каркасу НКЗП для досліджуваних лаків знаходиться в межах від 3,8 до 4,3 %. Найкраще відображення має лак «Conalog» ($3,8 \pm 0,2$ %), який достовірно ($p \leq 0,05$) кращий за лак «ЕДА-03» ($4,3 \pm 0,2$ %).

Мікротвердість покривних лаків варіюється в межах 270–290 МН/м² і перевищує нормативні значення ISO-14569 на 10–17 %, а саме: лак «Сінма М+V» має найбільшу твердість ($290,0 \pm 6,0$ МН/м²) порівняно з іншими матеріалами – «Conalog» – $280,0 \pm 1,0$ МН/м², а «ЕДА-03» – $270,0 \pm 4,5$ МН/м².

Мікропористість поверхні покритих лаком зразків коливалася в межах ($0,007 \pm 0,001$) мм² і практично не залежала від виробника. Проте лак «ЕДА-03» мав найменші кваліметричні індекси, тоді як у лаків «Сінма М+V» та «Conalog» ці значення були однаковими (рис. 13).

Адгезія покривних лаків до металу і пластмаси відповідала вимогам ISO-14569. Лак «Сінма М+V» показав найкращу адгезію з величинами $6,2 \pm 0,3$ МПа до металу та $69,0 \pm 2,0$ МПа до пластмаси, що значно перевищує значення для «ЕДА-03» ($4,1 \pm 0,1$ МПа до металу та $57,5 \pm 1,6$ МПа до пластмаси).

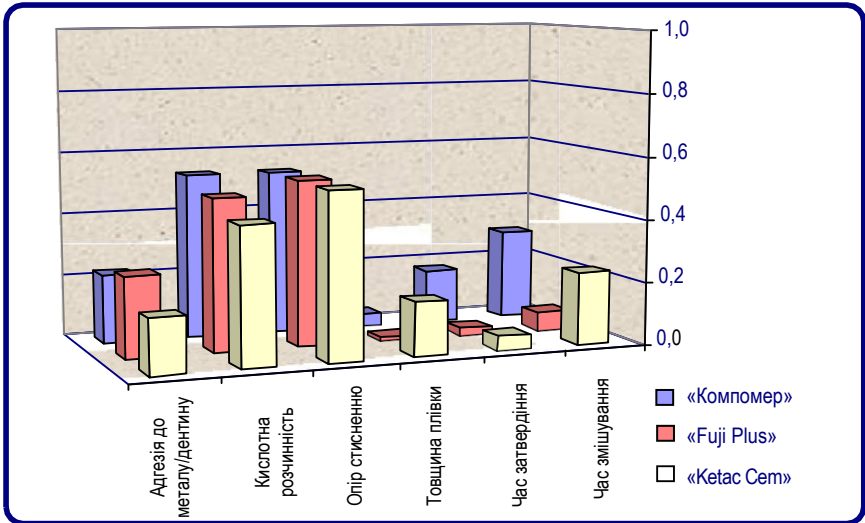


Рис.13. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: цементи для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

Щодо цементів для постійної фіксації НКЗП, то час змішування цих матеріалів варіюється від 31,3 до 39,0 с, що перевищує нормативні значення ISO-9917 на 3–30 %. Цемент «Fuji Plus» мав найменший час твердіння ($244,0 \pm 4,5$ с), а саме 10–12 % менший, ніж у «Компомер» ($275,0 \pm 2,0$ с). Товщина плівки цементів коливалася від 21,8 до 24,8 мкм з найменшим значенням у «Ketac Cem» ($21,8 \pm 0,8$ мкм).

Опір стисненню цементів перевищує нормативи ISO-9917 в 2,8–3,0 рази: для «Ketac Cem» він складає $131,2 \pm 1,0$ МПа, для «Fuji Plus» – $138,9 \pm 0,5$ МПа, а для «Компомер» – $149,0 \pm 1,2$ МПа, що свідчить про їх високу міцність, (табл. 22).

Кислотна розчинність досліджуваних цементів, як підтверджують результати лабораторних випробувань (табл. 22), знаходиться на рівні ($0,14 \pm 0,29$) мм/год. При цьому зазначаємо, що досліджені матеріали характеризуються значним (в 3,9–5,9 разів) запасом рівня розчинності порівняно 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 характеризується цемент «Fuji Plus» ($2,5 \pm 0,1$) Мпа, а дещо меншою – «Ketac Cem» ($2,3 \pm 0,1$) Мпа та «Компомер» ($2,4 \pm 0,1$) Мпа. Відповідні технологічні індекси метало-дентинової біадгезії цементів для постійної фіксації НКЗП становлять: 14,0; 11,1 та 13,1.

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

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості за ISO-9917	Конструкційні матеріали		
			«Компомер»	«Fuji Plus»	«Ketac Cem»
Час змішування	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, μm	≤ 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 стисненню	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/дентину	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

Примітка: ^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

ДОПОМІЖНІ СТОМАТОЛОГІЧНІ МАТЕРІАЛИ

Порівняльний аналіз якості С-силіконових відбиткових матеріалів І 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. Загальний робочий час досліджуваних С-силіконових відбиткових матеріалів І типу коливався у межах (61,2–76,0) с та був достовірно ($p \leq 0,001$) більш тривалим у матеріалу «Spidex» – (76,0±1,0) с, тоді як у матеріалів «Сіеласт К» (база) та «Stomaflex» (solid) він відповідно становив (61,2±0,3) та (62,0±0,5) с і відповідав нормативним вимогам ISO-4823. Відповідні кваліметричні показники С-силіконових відбиткових матеріалів І типу знаходилися у межах (0,029–0,270) біт. Усі досліджувані матеріали цієї групи характеризувалися нормативними значеннями та коливалися у межах (186–187,0) с. Вивчення консистенції С-силіконових відбиткових матеріалів І типу виявило, що найбільш високов'язким ($p \leq 0,001$) є матеріал «Stomaflex» (solid) – (19,6±0,4) мм, тоді для матеріалів

«Сіеласт К» та «Spidex» цей показник відповідно становив $(20,5 \pm 0,6)$ та $(21,8 \pm 0,3)$ мм. Досліджувані матеріали відповідали ISO-4823 та водночас показники їх консистенції не сягали максимально допустимих нормативних значень, що і забезпечило рівень кваліметричних показників у межах $(0,377 \div 0,412)$ біт, (табл. 23, рис. 14).

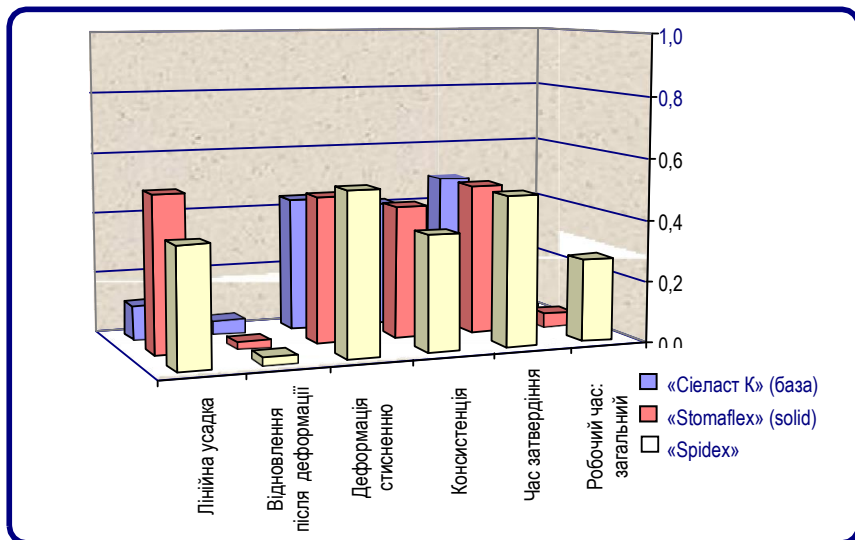


Рис.14. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: С-силіконові відбиткові матеріали типу I

За показником деформації стиснення досліджувані С-силіконові відбиткові матеріали I типу достовірно ($p \leq 0,05$) різнилися. 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 за ISO-4823. Відповідно найбільше відновлення після деформації стиснення зареєстровано у матеріалі «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 значуще 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.

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

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за 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 ^a
	S	1,0	0,980	0,968	0,789
	h ₀	0	0,029	0,045	0,270
Час затвердіння	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 ^a
	S	1,0	0,640	0,612	0,681
	h ₀	0	0,412	0,434	0,377
Деформація стиснення	M±m, %	0,8±20,0	4,6±0,3 ^a	3,7±0,3 ^c	2,2±0,2 ^a
	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 ^a
	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 ^a
	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

Примітка: ^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

Порівняльний аналіз якості С-силіконових відбиткових матеріалів II типу виконано на прикладі матеріалів паст: «Сіеласт К», «Stomaflex», «Spidex» за властивостями, передбаченими ISO-4823: загальний робочий час, час затвердіння, 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 у паст «Spidex» – (62,7±0,5) с, «Сіеласт К» – (63,1±0,2) с, «Stomaflex» – (62,4±0,4) с і відповідав нормативним вимогам ISO-4823. Відповідні кваліметричні показники С-силіконових відбиткових матеріалів II типу знаходились у межах (0,055÷0,069) біт. При цьому за показником «час затвердіння матеріалу» достовірно ($p \leq 0,01$) відрізнявся матеріал «Spidex» (pasta) – (196,0±3,0) с, тоді як у матеріалі «Сіеласт К» (паста) – (211,0±3,0) с, а у матеріалі «Stomaflex» (pasta) – (206,0±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±0,4) мм, тоді для матеріалів «Сіеласт К» (паста) та «Spidex» (паста) показник відповідно становив (32,5±0,5) та (33,0±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÷0,125) біт.

За показником лінійної усадки більш значуще відрізнявся матеріал «Сіеласт К» (паста) – (0,80±0,03) %, який достовірно ($p \leq 0,05$) був кращим за цю властивість, ніж інші матеріали: «Stomaflex» (паста) – (0,91±0,02) %, «Spidex» (паста) – (0,82±0,02) %; при цьому усі матеріали відповідали ISO-4823, а відповідні кваліметричні показники коливалися у межах (0,223÷0,244) біт (табл. 24, рис. 15).

Таблиця 24

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

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Сіеласт К» (паста)	«Stomaflex» (паста)	«Spidex» (паста)
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 затвердіння	M±m, с	≤ 360,0	211,0±3,0	206,0±4,0 ^c	196,0±3,0 ^a
	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 стиснення	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

Примітка: ^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

Порівняльне дослідження деформації стиснення різних С-силіконових відбиткових матеріалів II типу показало статистично значущі відмінності ($p \leq 0,05$). Найбільш еластичним виявився матеріал «Сіеласт К» (паста) з деформацією стиснення 11,7±0,2 %, тоді як матеріал «Spidex» (паста) був

більш жорстким – $9,6 \pm 0,2$ %. Усі матеріали відповідали вимогам ISO-4823 щодо деформації. Найкраще відновлення після деформації стиснення спостерігалось у матеріалі «Сіеласт К» (паста) – $98,7 \pm 0,04$ %, що було достовірно вище, ніж у «Stomaflex» (паста) – $97,9 \pm 0,03$ % та «Spidex» (паста) – $98,2 \pm 0,04$ %. Це підкреслює важливість вибору матеріалів залежно від клінічних особливостей пацієнта і відповідних кваліметричних характеристик.

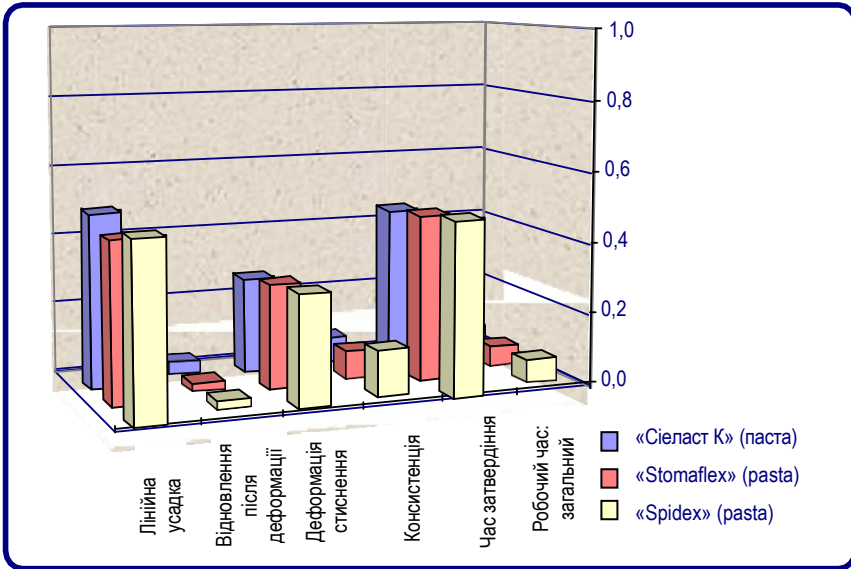


Рис.15. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: С-силіконові відбиткові матеріали типу II

У порівняльному аналізі властивостей С-силіконових відбиткових матеріалів III типу, таких як «Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (крем) та «Spidex» (крем), оцінювалися параметри відповідно до ISO-4823: загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення та лінійна усадка. (табл. 25; рис. 16).

Загальний робочий час для С-силіконових відбиткових матеріалів III типу варіювався від 60,3 до 61,0 с і мав статистично значущі відмінності ($p \leq 0,05$). Зокрема, матеріал «Spidex» (крем) мав робочий час $61,0 \pm 0,2$ с, «Сіеласт К» (коректор) – $63,1 \pm 0,1$ с, а «Stomaflex» (крем) – $61,0 \pm 0,1$ с, які відповідали вимогам ISO-4823. Кваліметричні показники цих матеріалів знаходились у діапазоні від 0,011 до 0,024 біт. Що стосується часу затвердіння, то матеріал «Spidex» (крем) мав значення $186,0 \pm 1,0$ с, що достовірно відрізнялося від значень «Сіеласт К» (коректор) – $212,0 \pm 1,0$ с і «Stomaflex» (крем) – $210,0 \pm 2,0$ с.

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

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Сіласт К» (коректор)	«Stomaflex» (creme)	«Spidex» (creme)
Робочий час: загальний	M±m, c	≥ 60,0	60,3±0,1	61,0±0,1	61,0±0,2 ^a
	S	1,0	0,990	0,983	0,983
	h ₀	0	0,011	0,024	0,024
Час затвердіння	M±m, c	≤ 360,0	212,0±1,0	210,0±2,0 ^c	186,0±1,0 ^a
	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 ^a	35,8±0,5	36,1±0,2 ^a
	S	1,0	0,923	0,994	0,997
	h ₀	0	0,107	0,009	0,004
Деформація стиснення	M±m, %	0,8+20,0	10,3±0,3 ^a	8,2±0,2 ^c	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 ^a	97,4±0,02	97,3±0,05 ^a
	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 ^a	0,90±0,02 ^c	0,97±0,01 ^a
	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

Примітка: ^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

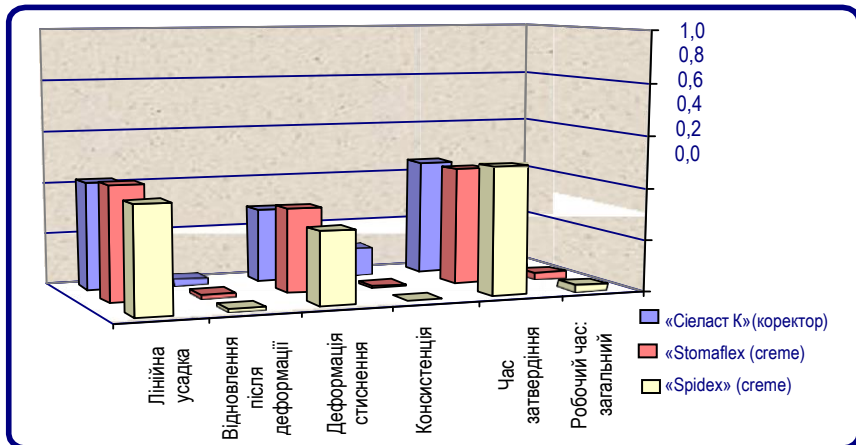


Рис.16. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: С-силіконові відбиткові матеріали типу III

Аналіз консистенції матеріалів III типу показав, що найвищу в'язкість мав матеріал «Stomaflex» (крем) – 35,8±0,5 мм, тоді як для «Сіеласт К» (коректор) та «Spidex» (крем) показники становили 39,0±0,4 і 36,1±0,2 мм відповідно. Усі матеріали відповідали стандартам ISO-4823, а показники консистенції не перевищували максимально допустимі значення, що сприяло кваліметричним результатам У межах 0,009–0,107 біт.

Щодо лінійної усадки, ТО матеріал «Spidex» (крем) мав найменший показник (0,97±0,02) %, що достовірно відрізнялося від «Stomaflex» (крем) (0,90±0,02) % та «Сіеласт К» (коректор) (0,90±0,02) %. Всі матеріали відповідали вимогам ISO-4823, а кваліметричні показники коливалися в межах 0,203–0,216 біт.

Порівняльний аналіз для А-силіконових відбиткових матеріалів I типу показав, що загальний робочий час для матеріалів «Стомавід», «Panasil putty fast set» та «Hydrorise fast set» коливався від 61,0 до 75,0 с, з достовірними відмінностями ($p \leq 0,001$). «Стомавід» мав час 62,0±0,4 с, «Panasil putty fast set» – 75,0±1,0 с, а «Hydrorise fast set» – 61,0±0,5 с; усі відповідали вимогам ISO-4823, а кваліметричні показники знаходились в межах 0,024–0,252 біт.

Час затвердіння для цих матеріалів не мав суттєвих відмінностей ($p > 0,05$). «Panasil putty fast set» твердів за 187,0±3,0 с, «Hydrorise fast set» – за 181,0±1,0 с, а «Стомавід» – за 185,0±2,0 с.

Щодо консистенції, то найбільш високов'язким був матеріал «Panasil putty fast set» з показником 19,8±1,2 мм, тоді як для «Стомавід» та «Hydrorise fast set» ці значення становили 21,5±1,0 і 20,0±0,5 мм відповідно. Всі ці матеріали відповідали стандартам ISO-4823, а показники консистенції не досягали максимально допустимих значень, що забезпечило кваліметричні показники в межах 0,385–0,429 біт, (табл. 26, рис. 17).

Таблиця 26

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

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Стомавід»	«Panasil putty fast set»	«Hydrorise fast set»
Робочий час: загальний	M±m, с	≥ 60,0	62,0±0,4 ^a	75,0±1,0 ^c	61,0±0,5 ^b
	S	1,0	0,967	0,800	0,983
	h ₀	0	0,047	0,258	0,024
Час затвердіння	M±m, с	≤ 360,0	185,0±2,0	187,0±3,0 ^c	181,0±1,0 ^b
	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

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Стомавід»	«Panasil putty fast set»	«Hydrorise fast set»
Деформація стиснення	M±m, %	0,8±20,0	2,8±0,1 ^a	3,2±0,2 ^c	2,5±0,1 ^b
	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 ^a	0,19±0,01 ^c	0,15±0,01 ^b
	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

Примітка: ^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

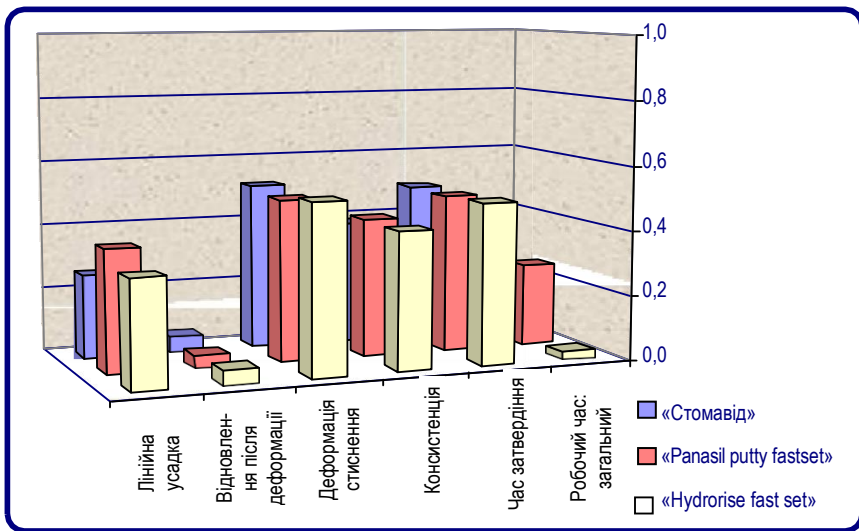


Рис. 17. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: А-силіконові відбиткові матеріали типу I (високов'язкі)

Матеріал «Стомавід» показав найменшу лінійну усадку ($0,10 \pm 0,02$) %, що було достовірно кращим ($p \leq 0,001$) порівняно з іншими матеріалами: «Panasil putty fast set» ($0,19 \pm 0,01$) % та «Hydrorise fast set» ($0,15 \pm 0,01$) %. Усі матеріали відповідали вимогам ISO-4823, а кваліметричні показники коувалилися в межах 0,259–0,349 біт.

Дослідження деформації стиснення для А-силіконових матеріалів I типу показало, що матеріал «Hydrorise fast set» має найменшу деформацію стиснення ($2,5 \pm 0,1$) %, а тому він ($p \leq 0,05$) кращий порівняно з «Panasil putty

fast set» ($3,2 \pm 0,2$) % та «Стомавід» ($2,8 \pm 0,1$) %. Всі матеріали відповідали стандарту ISO-4823, а кваліметричні показники знаходились в межах 0,500–0,526 біт. Відновлення після деформації стиснення для цих матеріалів становило від 99,3 до 99,8 %, без суттєвих змін в залежності від матеріалу.

Загальний робочий час для А-силіконових матеріалів III типу (низьков'язких) варіювався від 62,0 до 64,0 секунд, причому матеріал «Panasil contact plus» мав найдовший робочий час ($64,0 \pm 0,6$) с, що було достовірно ($p \leq 0,01$) довшим порівняно з матеріалами «Стомавід» ($63,0 \pm 0,3$) с та «Hydrorise light» ($62,0 \pm 0,7$) с. Усі матеріали відповідали вимогам ISO-4823, а кваліметричні показники для цієї властивості були в межах 0,045–0,088 біт.

Час затвердіння матеріалів також мав достовірні відмінності ($p \leq 0,05$): для «Стомавід» він складав $212,0 \pm 1,0$ с, а для «Hydrorise light» – найкоротший час затвердіння – $202,0 \pm 1,0$ с. Кваліметричні показники для цих матеріалів були 0,450 та 0,468 біт відповідно.

Консистенція А-силіконових матеріалів III типу виявила, що найбільш низьков'язким є матеріал «Hydrorise light» ($34,2 \pm 0,4$) мм, тоді як у матеріалів «Стомавід» та «Panasil contact plus» ці значення становили $39,4 \pm 0,8$ та $38,1 \pm 1,0$ мм відповідно. Всі матеріали відповідали стандарту ISO-4823, а показники консистенції не перевищували максимально допустимих значень, що забезпечило кваліметричні показники в межах 0,070–0,119 біт.

Деформація стиснення для А-силіконових матеріалів III типу була найбільшою для «Panasil contact plus» ($13,1 \pm 0,1$) %, найменшою для «Hydrorise light» ($11,4 \pm 0,1$) %, а матеріал «Стомавід» знаходився між ними з показником $12,0 \pm 0,2$ %. Ступінь відновлення після деформації стиснення варіювався від 99,2 до 99,7 %, що перевищує рівень, передбачений ISO-4823.

Щодо лінійної усадки, матеріали «Стомавід» та «Hydrorise light» мали усадку $0,12 \pm 0,02$ % та $0,14 \pm 0,01$ % відповідно, тоді як у матеріалу «Panasil contact plus» лінійна усадка була майже вдвічі більшою. Усі матеріали відповідали ISO-4823, а кваліметричні показники для цієї властивості коливалися в межах 0,292–0,397 біт (табл. 27, рис. 18).

Таблиця 27

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

Властивості допоміжних матеріалів	Індикатори якості за ISO-4823	Допоміжні матеріали			
		«Стомавід»	«Panasil contact plus»	«Hydrorise light»	
Робочий час: загальний	$M \pm m, c$	$\geq 60,0$	$63,0 \pm 0,3$	$64,0 \pm 0,6^c$	$62,0 \pm 0,7$
	S	1,0	0,952	0,937	0,968
	h_0	0	0,068	0,088	0,045
Час затвердіння	$M \pm m, c$	$\leq 360,0$	$212,0 \pm 1,0^a$	$208,0 \pm 2,0^c$	$202,0 \pm 1,0^b$
	S	1,0	0,589	0,578	0,561
	h_0	0	0,450	0,457	0,468

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-4823	Допоміжні матеріали		
			«Стомавід»	«Panasil contact plus»	«Hydrorise light»
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

Примітка: а – 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

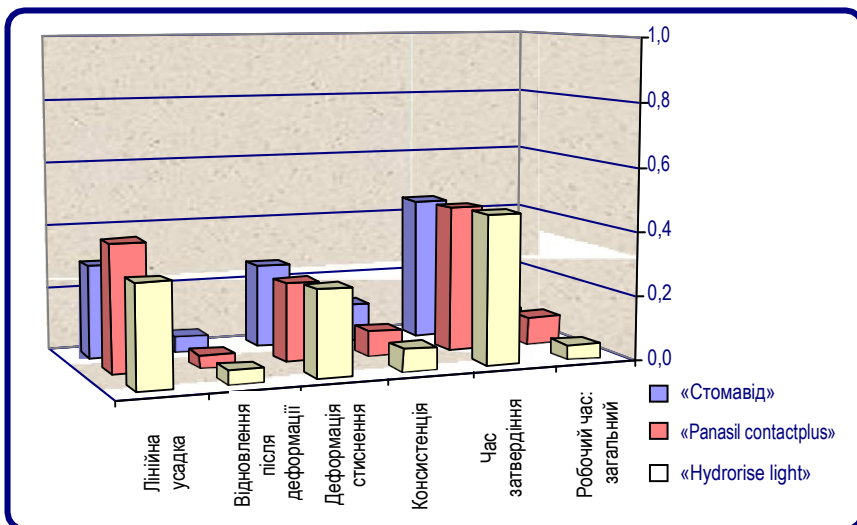


Рис.18. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: А-силіконові відбиткові матеріали типу III (низької в'язкості)

У порівняльному аспекті нами досліджено властивості альгінатних відбиткових матеріалів «Уреен-Premium», «Стомальгін-04» та «Empress» за показниками: деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення, 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 (табл. 28, рис. 19).

Таблиця 28

Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів: альгінатні відбиткові матеріали

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-1563	Допоміжні матеріали		
			«Стомальгін-04»	«Уреен-Преміум»	«Empress»
Деформація стиснення	M±m, %	≤ 20,0	11,9±0,2	12,1±0,5 ^c	8,9±0,4 ^a
	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 ^a
	S	1,0	0,958	0,959	0,965
	h ₀	0	0,059	0,058	0,050
Міцність при стисканні	M±m, Н/мм ²	≥ 0,35	0,66±0,1	0,68±0,1 ^c	0,93±0,1 ^a
	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 ^a
	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

Примітка: ^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

Експериментальні зразки матеріалу «Empress» продемонстрували найвищу міцність при стискуванні, яка втричі перевищувала нормативи ISO-1563 ($0,93 \pm 0,1$ Н/мм²) порівняно з матеріалами «Уреен-Преміум» ($0,68 \pm 0,1$ Н/мм²) та «Стомальгін-04» ($0,66 \pm 0,1$ Н/мм²). Лінійна усадка варіювалась між 2,6 і 3,2 %, причому матеріал «Стомальгін-04» показав найбільшу усадку ($3,2 \pm 0,1$) %, а «Empress» – найменшу ($2,6 \pm 0,1$) %. Зазначено, що матеріал «Стомальгін-04» виявився найбільш технологічним за часом загальної роботи.

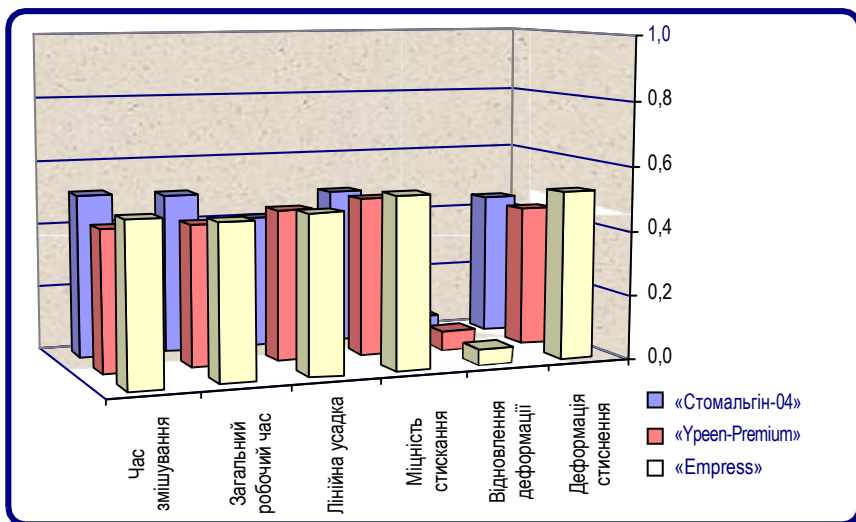


Рис.19. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: альгінатні матеріали для отримання анатомічних відбитків

Щодо інтеграції властивостей альгінатних матеріалів, то отримані середні значення узагальненого показника якості показали, що матеріал «Уреен-Преміум» має найвищу клініко-технологічну якість для отримання відбитка ($H = 0,388$ біт), що свідчить про його найкращу узгодженість властивостей.

Порівняльне дослідження зуботехнічних восків показало, що матеріал «GC» (Японія) має найвищу температуру плавлення та найбільшу міцність при розтягуванні ($32,0 \pm 1,0$ МПа) порівняно з матеріалами «АТ Стома» ($28,0 \pm 1,0$ МПа) та «Latus» ($28,0 \pm 1,0$ МПа). Найвища пластичність виявилася у воску «АТ Стома» ($73,5 \pm 1,5$ %), а найменша – у «GC» ($64,0 \pm 1,0$ %). Всі матеріали відповідали вимогам ISO-15854 за питомою вагою.

Воски відповідали нормативному рівню зольності, при цьому найменший рівень зольності мав матеріал «GC» ($0,012 \pm 0,001$) одиниць, а також найменший рівень усадки ($0,08 \pm 0,01$ %).

Для оцінки якості зуботехнічних восків було розраховано середні значення узагальненого показника якості, де найвища клініко-технологічна якість виявилася у матеріалі «Latus» ($H = 0,142$ біт), що свідчить про найкращу узгодженість його властивостей (табл. 29, рис. 20).

**Результати лабораторного вивчення властивостей
допоміжних стоматологічних матеріалів:
віск зуботехнічний для моделювання протезів**

Властивості допоміжних матеріалів	Індикатори якості за ISO-15854	Віск моделювальний			
		АТ «Стома» Україна	«GC» Японія	«Latus»	
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

Примітка: ^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

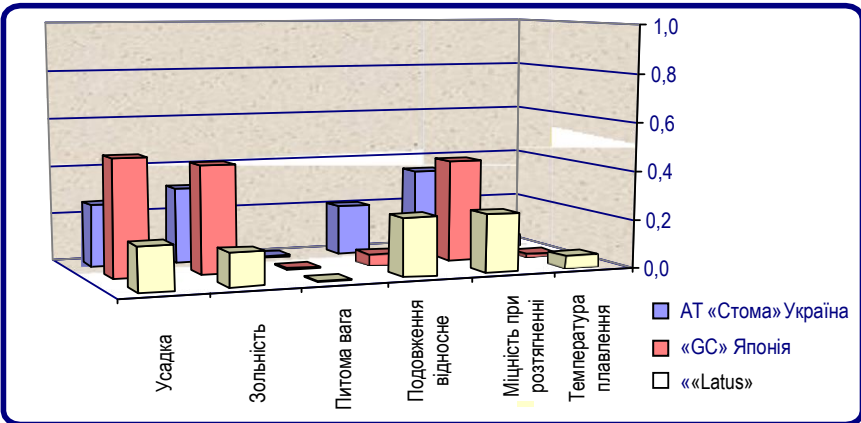


Рис. 20. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: віск зуботехнічний для моделювання протезів

У ході порівняльного аналізу якості допоміжних стоматологічних матеріалів було проведено лабораторне вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу, зокрема «ГВ-Г-10 А-III», «Base Stone», «GC Fudjirok EP» відповідно до стандарту ISO-6873. Результати досліджень показали, що всі матеріали задовольняють вимоги ISO-6873, зокрема щодо гідрофільного співвідношення. Найбільш точний показник має «GC Fudjirok EP» ($0,28 \pm 0,01$), тоді як у матеріалів «Base Stone» та «ГВ-Г-10 А-III» ці значення становлять $0,28 \pm 0,03$ та $0,29 \pm 0,01$ відповідно. Кваліметричні показники для цих матеріалів варіюються від 0,0 до 0,050 біт.

Щодо загального робочого часу, то всі досліджувані матеріали перевищують індикативні значення ISO-6873 на 25–60 %, що дозволяє здійснювати роботу без поспіху. Найдовший робочий час був у «GC Fudjirok EP» ($48,0 \pm 2,3$ хв), наступний – у «Base Stone» ($41,5 \pm 2,0$ хв) і найменший – у «ГВ-Г-10 А-III» ($37,5 \pm 1,5$ хв). Відповідні кваліметричні показники колилися в межах від 0,258 до 0,424 біт.

Час структуризації для всіх матеріалів знаходився в межах нормативів ISO-6873. Найдовший час у «GC Fudjirok EP» ($18,0 \pm 0,5$ хв), середній у «Base Stone» ($12,8 \pm 0,8$ хв) і найшвидший у «ГВ-Г-10 А-III» ($7,5 \pm 1,0$ хв), що корелює з кваліметричними показниками від 0,330 до 0,471 біт. Відносне розширення при структуризації всіх матеріалів було на 20–70 % нижче від індикативних значень ISO-6873. Найменше значення у «GC Fudjirok EP» ($0,009 \pm 0,001$ %), тоді як у «Base Stone» та «ГВ-Г-10 А-III» воно становило $0,050 \pm 0,010$ та $0,080 \pm 0,010$ % відповідно.

Відносне розширення після структуризації для всіх зразків було в межах індикативних значень ISO-6873. Найменше значення було у «GC Fudjirok EP» ($0,030 \pm 0,010$ %), наступне у «Base Stone» ($0,010 \pm 0,001$ %) і найвище у «ГВ-Г-10 А-III» ($0,020 \pm 0,005$ %). Кваліметричні показники варіювалися від 0,0 до 0,518 біт.

Що стосується міцності при стисненні, то всі досліджувані матеріали перевищили нормативи ISO-6873 на 15–60 %. Найвищу міцність продемонстрував матеріал «GC Fudjirok EP» ($32,0 \pm 2,1$ МПа), наступний за значенням був «Base Stone» ($28,5 \pm 1,5$ МПа), а найнижчий показник мав «ГВ-Г-10 А-III» ($23,0 \pm 0,8$ МПа), (табл. 30, рис. 21).

Отже, різні види гіпсу демонструють суттєві відмінності в фізико-механічних властивостях, що прямо впливає на якість зубних протезів, виготовлених на основі гіпсових моделей. Оскільки гіпс є найбільш доступним і незамінним матеріалом для виготовлення зубних протезів, його дослідження залишатиметься актуальним і в майбутньому.

**Результати лабораторного вивчення властивостей
допоміжних стоматологічних матеріалів: гіпс**

Властивості допоміжних матеріалів	Індикатори якості за ISO-6873	Допоміжні матеріали			
		«ГВ-Г-10 А-III»	«Base Stone»	«GC Fudjirok EP»	
Гідрофільне співвідношення (мас/ %)	M±m, од	0,28±0,30	0,29±0,01 ^a	0,28±0,03	0,28±0,01 ^a
	S	1,0	1,000	0,965	0,965
	h ₀	0	0,000	0,050	0,050
Загальний робочий час	M±m, хв	≥ 30,0	37,5±1,5	41,5±2,0 ^c	48,0±2,3 ^a
	S	1,0	0,800	0,723	0,625
	h ₀	0	0,258	0,338	0,424
Час структуризації	M±m, хв	4,0±20,0	7,5±1,0 ^a	12,8±0,8 ^c	18,0±0,5 ^a
	S	1,0	0,375	0,640	0,900
	h ₀	0	0,531	0,412	0,137
Відносне розширення при структуризації	M±m, %	≤ 0,100	0,080±0,010 ^a	0,050±0,010 ^c	0,030±0,010 ^a
	S	1,0	0,800	0,500	0,300
	h ₀	0	0,258	0,500	0,521
Відносне розширення після структуризації	M±m, %	≤ 0,020	0,020±0,005 ^a	0,010±0,001	0,009±0,001 ^a
	S	1,0	1,00	0,500	0,450
	h ₀	0	0,000	0,500	0,518
Міцність стиснення	M±m, МПа	≥ 20,0	23,0±0,8 ^a	28,5±1,5	32,0±2,1 ^a
	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

Примітка: ^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

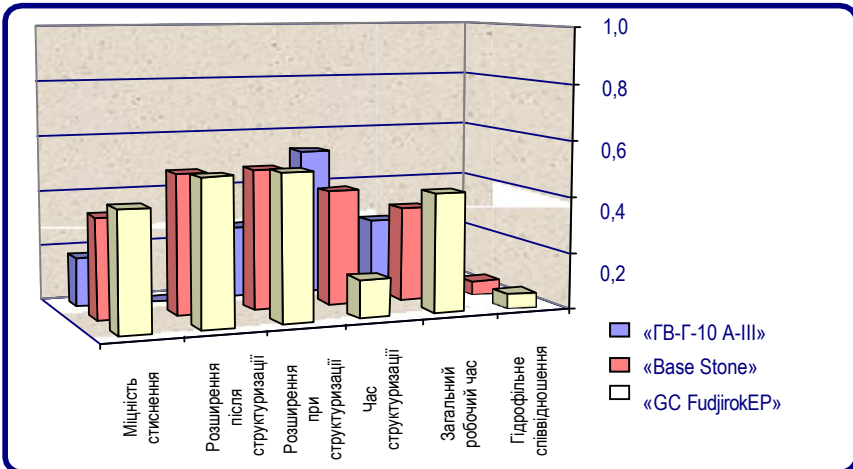


Рис.21. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: гіпс для відливки комбінованих розбірних робочих моделей щелеп

Порівняльне вивчення ізоляційних лаків було здійснено за кількома показниками, серед яких твердість (за шкалою Мооса), розвантажувальна напруга при стискуванні, коефіцієнт відображення, кінематична та умовна в'язкість, а також адгезія. З'ясувалося, що найвищу твердість за шкалою Мооса має ізоляційний лак «Ізальгін» ($3,9 \pm 0,3$ од.), що вдвічі перевищує мінімальні значення за стандартом ISO-14569. Він також значно перевищує за твердістю матеріали «Ізокол-69» та «Ізолак» ($3,1 \pm 0,2$ од.).

Розвантажувальна напруга при стискуванні для цих лаків варіюється від $10,9 \pm 0,2$ мН/м² у «Ізокол-69» до $11,2 \pm 0,3$ мН/м² у «Ізальгін», при цьому всі матеріали перевищують індикативні значення ISO-14569, що є позитивним показником їх властивостей.

Коефіцієнт відображення найбільший у «Ізальгін» ($15,5 \pm 0,4$ %), а найменший у «Ізокол-69» ($11,4 \pm 0,3$ %). Усі матеріали відповідають вимогам ISO-14569, але «Ізальгін» та «Ізолак» мають достовірно вищі значення, що може забезпечити кращу клінічну ефективність.

В'язкість матеріалів також є важливим показником для забезпечення стійкості до навантажень. Найкраща кінематична в'язкість у «Ізальгін» ($149,8 \pm 1,2$ мм²/с) і «Ізолак» ($148,4 \pm 1,3$ мм²/с), що на 24–25 % менше від нормативного рівня ISO-14569. Кінематична в'язкість «Ізокол-69» є граничною, але все ще відповідає нормативам.

Адгезія найкраща у матеріалі «Ізолак», де показник становить $4,8 \pm 0,4$ мм², а у «Ізокол-69» та «Ізальгін» цей показник значно перевищує нормативні значення ISO-14569, майже в 1,6–1,7 рази, (табл. 31, рис. 22).

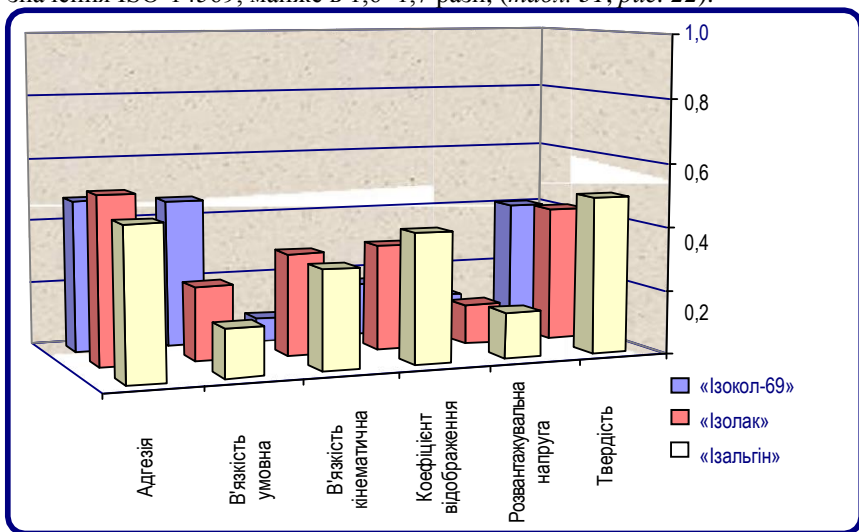


Рис. 22. Кваліметричний профіль допоміжних стоматологічних матеріалів: лак ізоляційний

**Результати лабораторного вивчення властивостей допоміжних
стоматологічних матеріалів: лак ізоляційний**

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-14569	Допоміжні матеріали		
			«Ізокол-69»	«Ізолак»	«Ізальгін»
Твердість за шкалою Мооса	M±m, од	≥ 2,0	3,1±0,2	3,2±0,1 ^c	3,9±0,3 ^a
	S	1,0	0,645	0,625	0,513
	h ₀	0	0,408	0,424	0,494
Розвантажувальна напруга при стискуванні	M±m, МН/м ²	≥ 10,0	10,9±0,2	11,0±0,4	11,2±0,3
	S	1,0	0,917	0,909	0,893
	h ₀	0	0,115	0,125	0,146
Коефіцієнт відображення	M±m, %	≥ 10,0	11,4±0,3 ^a	13,7±0,6 ^c	15,5±0,4 ^a
	S	1,0	0,877	0,730	0,645
	h ₀	0	0,166	0,331	0,408
В'язкість кінематична	M±m, мм ² /с	≤ 200,0	190,0±1,2 ^a	148,4±1,3	149,8±1,2 ^a
	S	1,0	0,950	0,742	0,749
	h ₀	0	0,070	0,319	0,312
В'язкість умовна	M±m, с	≥ 12,0	21,2±1,1 ^a	14,6±1,3	13,5±0,9 ^a
	S	1,0	0,563	0,822	0,889
	h ₀	0	0,467	0,232	0,151
Адгезія	M±m, мм2	≥ 2,0	3,7±0,4 ^a	4,8±0,4 ^c	3,6±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

Примітка: ^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

З огляду на всі вивчені властивості ізоляційних лаків, що передбачені стандартом ISO-14569, загальна оцінка якості цих матеріалів показала, що найбільш відповідним є лак «Ізокол-69» (Н = 0,284 біт), на другому місці – «Ізолак» (Н = 0,326 біт), а на третьому – «Ізальгін» (Н = 0,330 біт). Це означає, що при виборі матеріалів для виготовлення зубних протезів важливим є їхнє взаємоузгодження за фізико-механічними та клініко-технологічними характеристиками.

Щодо адгезивних матеріалів для покращання фіксації знімних зубних протезів, то порівняльне вивчення виявило, що всі досліджувані матеріали відповідають вимогам ISO-10873 за показником консистенції із незначними відмінностями між ними. Міцність на розрив цих матеріалів показує значний запас міцності, що на 50–60 % перевищує індикативне значення ISO-10873 за винятком матеріалу «Lacalut», який знижує якість адгезії і впливає на терміни експлуатації. Міцність на розрив матеріалів «Cosega» та «Стомафікс» складає (17,9±1,0) та (33,5±0,4) кПа відповідно, що забезпечує відповідні кваліметричні показники в межах (0,447÷0,838) біт, (табл. 32).

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

Властивості адгезивних матеріалів		Індикатори якості за ISO-10873	Адгезивні матеріали		
			«Стомафікс»	«Corega»	«Lacalut»
Консистенція	M±m, мм	≥ 30,0	32,5±0,4	32,9±1,0 ^c	30,6±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±m, кПа	≥ 15,0	33,5±0,4	33,2±0,6 ^c	17,9±1,0 ^b
	S	1,0	0,447	0,452	0,838
	h ₀ , біт	0	0,519	0,518	0,214
Розчинність	(M±m), мм/год	≤ 50,0	35,8±0,6	35,5±0,8 ^c	41,5±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±m, МПа	≥ 1,5	2,4±0,4	2,9±0,3 ^c	1,9±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±m, МПа	≥ 1,5	2,1±0,1	2,3±0,2 ^c	1,7±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±m, с	≥ 60,0	67,8±0,2	68,3±0,2 ^c	62,0±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

Примітка: ^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

Розчинність матеріалів для покращання фіксації найбільша у «Lacalut» (41,5±0,9 мм/год), що значно перевищує інші матеріали, зокрема «Стомафікс» (35,8±0,6 мм/год) та «Corega» (35,5±0,8 мм/год). Водночас ці матеріали не перевищують індикативні значення ISO, що свідчить про їх високу технологічну якість. Показники адгезії з пластмасою для цих матеріалів також значно перевищують стандарти ISO-10873 на 40–45 %, що забезпечує високу міцність при динамічних навантаженнях. Для «Lacalut» адгезія з пластмасою складає (1,9±0,1) МПа, для «Стомафікс» – (2,4±0,4) МПа, а для «Corega» – (2,9±0,3) МПа, що також підтверджує їх високі технологічні характеристики, (рис. 23).

За показником адгезії з металом, всі досліджувані матеріали перевищують індикативні значення ISO-10873 на 25–30 %, що покращує когезію між металевим базисом знімного протезу та слизовою оболонкою. Для матеріалу «Lacalut» адгезія з металом становить (1,7±0,08) МПа, для «Стомафікс» – (2,1±0,1) МПа, а для «Corega» – (2,3±0,2) МПа. Відповідні кваліметричні показники для цих матеріалів коливаються в межах (0,160÷0,402) біт. Щодо умовної в'язкості, то вона варіюється в межах

(62,0–68,3) с. Найменша в'язкість спостерігається для «Lacalut» – (62,0±0,6) с, а найбільша – для «Corega» – (68,3±0,2) (табл. 33).

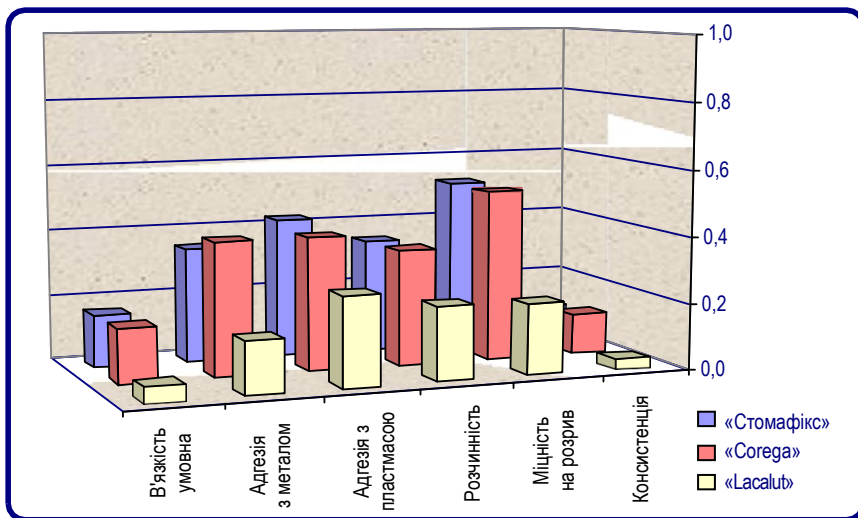


Рис.23. Кваліметричний профіль адгезивних матеріалів для підвищення якості фіксації знімних зубних протезів

Таблиця 33

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

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості за ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Ufi Gel P» Voco	«ГМ-С» АТ «Стома»	«Silagum» DMG
Міцність зв'язку з полімером	M±m, кг/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

Властивості конструкційних матеріалів		Індикатори якості за ISO-10139	Конструкційні матеріали		
			«Ufi Gel P» Voco	«ПМ-С» АТ «Стома»	«Silagum» DMG
Водопоглинання	M±m, %	≤ 0,5	0,18±0,01 ^a	0,23±0,01	0,23±0,01 ^a
	S	1,0	0,36	0,46	0,46
	h ₀ , біт	0	0,531	0,515	0,515
Узагальнений показник якості – Н, біт			0,999	0,499	0,665

Примітка. ^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

Зниження в'язкості може знижувати адгезію і впливати на стабільність фіксації знімних протезів, що в свою чергу може подовжити час адаптації пацієнта та погіршити якість його життя. Кваліметричні показники для цих матеріалів варіюються між (0,047÷0,327) біт.

Що стосується фізико-механічних властивостей матеріалів для виготовлення м'яких підкладок знімних протезів, то деформація при стискуванні для цих матеріалів коливається від (34,1 до 40,9) %. Матеріал ММП «ПМ-С» має деформацію при стискуванні на рівні (38,3±0,79) %, що є проміжним значенням між матеріалом «Ufi Gel P» (34,1±1,18) % та «Silagum AV Comfort» (40,9±1,76) %. При цьому «ПМ-С» має найвищу відтворюваність цієї властивості (97,94 %), що свідчить про його стабільність в клінічних умовах (рис. 24).

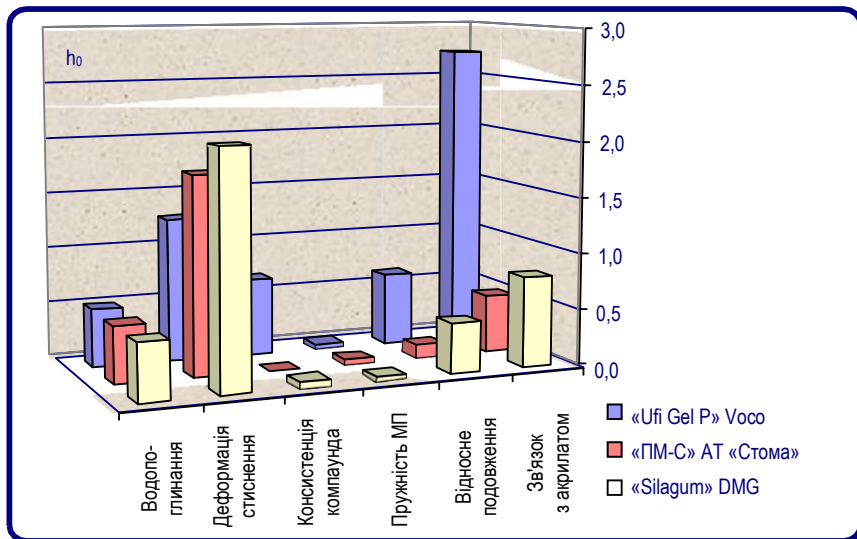


Рис.24. Кваліметричний профіль конструкційних стоматологічних матеріалів: силіконові підкладочні матеріали для знімних конструкцій зубних протезів

Властивість відновлення після деформації стисненням (I_B , %) для всіх досліджуваних матеріалів знаходиться в межах (99,90±99,95) %, що також відповідає нормативним вимогам. ММП «ПМ-С» має рівень відновлення після деформації (99,95±0,02) %, що дещо вищий, ніж у матеріалі «Silagum AV Comfort» (99,90±0,03) % та ідентичний матеріалу «Ufi Gel P». Відновлення ММП «ПМ-С» має середній рівень відтворюваності в клініко-лабораторних умовах, що також відповідає вимогам нормативів.

Відносне подовження експериментальних зразків (f_p), яке опосередковано характеризує еластичність м'яких підкладок базисів знімних зубних протезів, виготовлених 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 матеріалів «Ufi Gel P» – (41,7±0,63) % та «Silagum AV Comfort» – (38,4±0,76) %. Окрім того, за результатами 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) %. 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±32,5) % і відповідає нормативним вимогам. З'ясовано, що показник консистенції компаунда ММП «ПМ-С», який становить (23,2±0,09) мм не відрізняється від цієї властивості у матеріалі «Silagum AV Comfort» – (23,9±0,31) % та достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у матеріалі «Ufi Gel P» – (32,5±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±95,7) % (див. табл. 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±19,2) кгс/см² та відповідає нормативним вимогам. Однак з'ясовано, що показник міцності зв'язку ММП «ПМ-С», який становить (5,29±0,23) кгс/см² дещо менший, ніж у матеріалі «Silagum AV Comfort» – (5,85±0,19) кгс/см² та достовірно ($p < 0,05$) менший, ніж у матеріалу «Ufi Gel P» – (19,2±0,25) кгс/см². З'ясовано також,

що ММП «ПМ-С» характеризується найменшим (але достатнім, оскільки $U_{\text{норм}} \geq 4,0 \text{ кгс/см}^2$) рівнем відтворюваності цієї властивості – 95,61 %, тоді як інші матеріали мають відтворюваність на рівні (98,8÷96,7) %. Отже, застосування матеріалу «ПМ-С» в клінічних умовах в якості м'якої підкладки базису, виготовленого із акрилових полімерів, здатне забезпечити необхідну міцність взаємозв'язку між базисом та підкладкою.

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ЯКОСТІ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ

Для проведення порівняльного багатофакторного аналізу стоматологічних матеріалів нами було застосовано єдину методику комплексної оцінки їх властивостей, що дозволяє інтегрально оцінити якість матеріалу за рядом показників.

У рамках дослідження конструкційних матеріалів для зубних протезів вивчені стоматологічні пластмаси, покривні лаки та цементи для постійної фіксації протезів, а також функціонально-конструкційні матеріали, такі як підкладочні силіконові та адгезивні.

Стоматологічні пластмаси (гарячої і холодної полімеризації). Для пластмас гарячої полімеризації («Етакрил-02», «Фторакс», «Vertex rapid») було проведено кваліметричне оцінювання за показниками, визначеними в ISO-10139, такими як деформація при стискуванні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стирання та водопоглинання. Кваліметричні показники для цих матеріалів показали високу інформативність, що варіюється в межах (0,343÷0,349) біт.

Для пластмас холодної полімеризації («Акродент», «SNAP», «TEMPRON») було здійснено оцінювання за такими властивостями, як деформація при стискуванні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання та водопоглинання, відповідно до ISO-10477. Отримані результати також показали високу інформативність з показниками в межах (0,052÷0,203) біт.

Покривні лаки для незнімних конструкцій зубних протезів. Порівняльна оцінка покривних лаків була проведена за такими показниками, як час структуризації, коефіцієнт відображення, мікротвердість, пористість поверхні та здатність до адгезії з пластмасою та металом. Досліджувалися лаки «ЕДА-03», «Сінма М+V» і «Conalog», а також були використані критерії оцінки відповідно до ISO-14569. Крім того, було обчислено технологічні індекси біадгезії покривних лаків, які варіюються від 14,0 до 11,1 одиниць. Кваліметричні показники для цих матеріалів мали високу інформативність у межах (0,169÷0,333) біт (табл. 34).

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

№ з/п	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 комплаєнтності)	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

Порівняльний аналіз якості стоматологічних цементів для постійної фіксації зубних протезів був проведений для матеріалів «Компомер», «Fuji Plus» та «Ketac Cem» за властивостями, визначеними ISO-9917: час змішування, час твердіння, товщина плівки, опір стисненню, кислотність розчинення та адгезія до металу та дентину. Додатково були розраховані технологічні індекси металодентинової біадгезії для цих цементів, значення яких варіюються від 2,3 до 2,5 одиниць. Для цих матеріалів також були отримані високі кваліметричні показники з інформативністю в межах (0,228÷0,297) біт.

Функціонально-конструкційні стоматологічні матеріали. До фізико-механічних властивостей матеріалів для виготовлення м'яких підкладок базисів знімних протезів, згідно з ТУ, віднесено такі показники, як консистенція компаунда, деформація при стискуванні, відновлення після деформації, відносне подовження до розриву та міцність зв'язку м'якої підкладки з базисом протезу (акрилові полімери). Міцність зв'язку матеріалів для

м'яких підкладок на акрилових базисах коливається від 5,29 до 19,2 кгс/см² та відповідає нормативним вимогам. Однак було з'ясовано, що показник міцності зв'язку для матеріалу ММП «ПМ-С» становить $5,29 \pm 0,23$ кгс/см², що є трохи меншим, ніж у матеріалу «Silagum AV Comfort» ($5,85 \pm 0,19$ кгс/см²) та значно меншим за показник матеріалу «Ufi Gel P» ($19,2 \pm 0,25$ гс/см²).

Адгезивні матеріали.

Дослідження адгезивних матеріалів для покращання фіксації знімних зубних протезів проводилося за такими показниками, як консистенція, міцність на розрив, розчинність, адгезія з пластмасою та металом, а також в'язкість. Виявлено, що зниження в'язкості матеріалів веде до погіршення адгезії, що в свою чергу може порушувати фіксацію і стабільність протезів, подовжуючи термін адаптації пацієнтів і знижуючи якість їх життя. Для цих матеріалів були отримані кваліметричні показники, що коливаються в межах $(0,157 \div 0,327)$ біт.

У процесі виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій нами було проведено лабораторне дослідження допоміжних матеріалів, таких як відбиткові матеріали (А-силіконові, С-силіконові та альгінатні), стоматологічні моделювальні воски, ізоляційні лаки та адгезивні матеріали. Зокрема, для С-силіконових відбиткових матеріалів I типу («Сіеласт К» (база), «Stomaflex» (solid), «Spidex»), II типу («Сіеласт К» (паста), «Stomaflex» (pasta), «Spidex» (pasta)) та III типу («Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (creme), «Spidex» (creme)) ми виконали дослідження за характеристиками, визначеними ISO-4823, такими як загальний робочий час, час твердіння, консистенція, деформація стиснення, відновлення після деформації стиснення та лінійна усадка.

Крім того були вивчені властивості альгінатних відбиткових матеріалів «Yreen-Premium», «Стомальгін-04» та «Empress» за показниками деформації стиснення, відновлення після деформації, міцності при стискуванні, лінійної усадки, часу змішування та загального робочого часу.

Під час аналізу було встановлено, що найвищу клініко-технологічну якість відбитка забезпечує використання матеріалу «Yreen-Premium», оскільки він має найвищий узагальнений показник якості.

Порівняльне дослідження зуботехнічних восків, зокрема матеріалів АТ «Стома» (Україна), «GC» (Японія), ««Latus»» (Україна), проводилось за показниками температури плавлення, міцності при розтягуванні, відносного подовження, питомої ваги, рівня зольності та усадки. Для кожного з восків було обчислено середнє значення узагальненого показника якості, і встановлено, що найбільш висока клініко-технологічна якість має матеріал «Latus».

Отримані результати дозволили нам розробити професійну консультативну систему для добору відповідних стоматологічних матеріалів при виготовленні знімних та незнімних зубних протезів (табл. 35).

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

№ з/п	Функціональне призначення матеріалу	Досліджені матеріали			
1	С-силіконові відбиткові матеріали типу I	ISO-4823 h, біт	«Сіеласт К» (база) 0,254	«Stomaflex» (solid) 0,330	«Spidex» 0,347
2	С-силіконові відбиткові матеріали типу II	ISO-4823 h, біт	«Сіеласт К» (паста) 0,227	«Stomaflex» (pasta) 0,223	«Spidex» (pasta) 0,244
3	С-силіконові відбиткові матеріали типу III	ISO-4823 h, біт	«Сіеласт К» (крекатор) 0,216	«Stomaflex» (creme) 0,212	«Spidex» (creme) 0,203
4	А-силіконові відбиткові матеріали типу I	ISO-4823 h, біт	«Стомавід» 0,291	«Panasil Putty fast set» 0,349	«Hydrorise fast set» 0,308
5	А-силіконові відбиткові матеріали типу III	ISO-4823 h, біт	«Стомавід» 0,206	«Panasil contact plus» 0,218	«Hydrorise light» 0,202
6	Альгінатні відбиткові матеріали	ISO-1563 h, біт	«Стомальгін-04» 0,401	«Ypeen-Premium» 0,388	«Empress» 0,427
7	Віск зуботехнічний для моделювання протезів	ISO-15854 h, біт	АТ «Стома» Україна 0,196	«GC» Японія 0,235	«Latus» Україна 0,142
8	Гіпс стоматологічний для позитивного відображення елементів протезного ложа	ISO-6873 h, біт	«ГВ-Г-10 А-III» 0,204	«Base Stone» 0,360	«GC Fudjirok EP» 0,346
9	Лак ізоляційний для обробки поверхонь гіпсової моделі	ISO-14569 h, біт	«Ізокол-69» 0,284	«Ізолак» 0,326	«Ізальгін» 0,330

Примітка: ISO – міжнародний стандарт якості стоматологічного матеріалу; h – узагальнений показник якості стоматологічного матеріалу з урахуванням його індикативних властивостей, передбачених ISO, біт

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторних досліджень фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу. У процесі кваліметричної оцінки гіпсів були вивчені індикативні характеристики матеріалів, зокрема: «ГВ-Г-10 А-III», «Base Stone», «GC Fudjirok EP», відповідно до стандарту ISO-6873.

Вивчено гідрофільне співвідношення, загальний робочий час, час структуризації, відносно розширення при та після структуризації, а також міцність на стиснення. Різні види гіпсу продемонстрували помітні відмінності у своїх фізико-механічних властивостях, що впливає на якість зубних протезів, виготовлених на гіпсових моделях. Оскільки гіпс є одним з найбільш доступних і незамінних матеріалів, його властивості будуть важливими для виготовлення зубних протезів ще багато років.

Порівняльне дослідження ізоляційних лаків проводилося за різними характеристиками, такими як твердість (за шкалою Мооса), розвантажувальна напруга при стискуванні, коефіцієнт відображення, кінематична

і умовна в'язкість, а також адгезія. За результатами вивчення адгезивних властивостей було виявлено, що найкраща адгезія забезпечується ізоляційним лаком «Ізолак», його показник становить $(4,8 \pm 0,4)$ мм^2 . Лаки «Ізокол-69» і «Ізальгін» перевищують референтні значення ISO-14569 майже в 1,6–1,7 рази. Після врахування всіх властивостей, визначених ISO-14569, було зроблено узагальнену оцінку якості ізоляційних лаків, за результатами якої «Ізокол-69» виявився найкращим ($H = 0,284$ біт), на другому місці розташувався «Ізолак» ($H = 0,326$ біт), а на третьому – «Ізальгін» ($H = 0,330$ біт).

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

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

Розвиток клінічних технологій в ортопедичній стоматології та розширення асортименту стоматологічних матеріалів вимагають, з одного боку, безперервного професійного вдосконалення лікаря-ортопеда для освоєння нових технологій, а з іншого – необхідності впровадження кваліметричних підходів для забезпечення високої якості конструкцій та їх клінічно-функціональних властивостей.

Ці два напрямки практичної стоматології передбачають максимально можливе наближення інформації щодо стоматологічного матеріалознавства до робочого місця лікаря (інформаційний блок) та надання нових даних про властивості і особливості вибору матеріалів для застосування в клінічній практиці, орієнтованої на пацієнта (клініко-технологічний блок).

Існуючі класифікації стоматологічних матеріалів можна застосовувати лише умовно для визначення «пов'язаного» добору матеріалів. Оскільки в кожному випадку ортопедичного лікування важливими обмеженнями є наявність певних матеріалів у медичних закладах (медико-організаційний блок) та індивідуальні особливості пацієнта (наявність протипоказань для конкретних матеріалів).

Таким чином, лікар стоматолог-ортопед самостійно приймає рішення про «пов'язаний» вибір стоматологічних матеріалів під час планування лікування. При цьому навіть використання найкращих і найдорожчих матеріалів не завжди гарантує високу якість конструкції, оскільки ключовим є підбір матеріалів з урахуванням клініко-технологічної сумісності.

Враховуючи велику кількість основних та допоміжних матеріалів, які використовуються в ортопедичному лікуванні, є потреба у створенні професійної консультативної системи для забезпечення якості зубних протезів. Основною метою такої системи є надання лікарю рекомендацій щодо оптимального вибору матеріалів, що найкраще відповідають конкретному випадку.

Наприклад, при плануванні ортопедичного лікування через виготовлення пластмасової коронки використовуються 7 різних матеріалів ($n = 7$): відбитковий матеріал, гіпс, пластмаса, моделювальний віск, ізоляційний лак, цемент для фіксації та покривний лак. Якщо для кожного з цих матеріалів є три можливі варіанти вибору ($k = 3$), то загальна кількість «пов'язаних» варіантів добору стоматологічних матеріалів складе 2 187 можливих технологічних комбінацій.

Як було показано в попередньому розділі, кожен стоматологічний матеріал має свої характеристики, що відповідають вимогам ІСО, і відповідно специфічні кваліметричні індекси. Це дозволяє оцінити узагальнений кваліметричний показник конструкції. Найбільш комплаєнтними є ті матеріали, які при «пов'язаному» доборі в процесі виготовлення ортопедичних конструкцій забезпечують найвищі показники узгодженості системи «матеріали–конструкція».

Отже, основними складовими індивідуалізованої системи забезпечення якості ортопедичної конструкції є чотири рівні:

1. **Медико-організаційний рівень** (кваліфікація лікаря, наявність необхідних матеріалів у клініці).
2. **Клініко-інформаційний рівень** (вибір «пов'язаного» переліку матеріалів для виготовлення конструкції з потрібною комплаєнтністю, інноваційно-методичне забезпечення технології).
3. **Клініко-технологічний рівень** (властивості матеріалів та умови їх використання на клініко-лабораторних етапах).
4. **Індивідуальний рівень** (тип конструкції, покази та протипоказання до матеріалів для конкретного пацієнта).

Водночас одна з невирішених проблем стоматологічного матеріалознавства – це відсутність комплаєнсорієнтованих розробок щодо ортопедичних конструкцій, тобто, виробники матеріалів виготовляють продукцію, яка відповідає міжнародним стандартам, але в інструкціях не визначено, які матеріали можуть бути «пов'язаними» для застосування на різних етапах виготовлення конструкції. Це створює труднощі для лікаря при виборі оптимальної технологічної рецептури (рис. 25).

Рішенням цієї проблеми може бути розробка кваліметричного підходу до оцінки існуючих і нових стоматологічних матеріалів з подальшим формуванням комплаєнтних матеріальних комплексів для досягнення високої якості ортопедичних конструкцій.

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 10 206 комплаєнтних систем «матеріали-конструкція» (табл. 36) свідчать на користь того,

що лише завдяки кваліметрично обґрунтованому добору матеріалів рівень комплаєнтності системи «матеріали–конструкція» може зростати від 18,2 до 36,5 % залежно від типу 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 завдяки узгодженому добору стоматологічних матеріалів можуть бути підвищена на 31,1 %.



Рис.25. Концептуальна модель системи реалізації пацієнт-орієнтованого підходу до забезпечення якості ортопедичного лікування

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

Типи ортопедичних конструкцій	Інтервали показника якості (біт) ортопедичної конструкції			Різниця мін/макс, %	Комплектні варіанти, шт.
	задовільний	добрий	високий		
Коронка (пластмасова)	3,727÷3,342	3,341÷2,955	2,956÷2,571	31,1 %	4 374
Мостоподібний протез	3,727÷3,342	3,341÷2,955	2,956÷2,571	31,1 %	4 374
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 комплектних варіантів використання стоматологічних матеріалів виконано за умов наявності у лікувально-профілактичному закладі трьох матеріалів кожного типу

Альтернативні комплектні системи «матеріали–конструкція» на етапі вибору та клінічного обґрунтування виготовлення зубних протезів

Результати проведених досліджень та інформаційного моделювання оптимальних комплектних комплексів для виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій із використанням автоматизованого підбору матеріалів (з урахуванням кваліметричних показників) показали, що існують альтернативні комплектні системи «матеріали–конструкція», які відповідають вимогам ІСО. Проте вони забезпечують коливання узагальненого показника якості конкретних конструкцій. Для коронок та мостоподібних протезів (пластмаса) за результатами інформаційно-кваліметричного моделювання та аналізу (з 4 374 комплектними варіантами для кожної конструкції) виявлено, що завдяки кращій узгодженості властивостей 7 стоматологічних матеріалів, якість конструкцій покращується на 31,1 %.

Аналіз результатів інформаційно-кваліметричного моделювання показав, що існують альтернативні варіанти комплектних систем матеріалів для виготовлення пластмасової коронки (рис. 26, табл. 36). До них відносяться:

- Варіант AB_{K-1} клініко-технологічного добору матеріалів із найменшою дезорганізацією системи «матеріали–конструкція» ($H_K = 2,571$ біт; $h_{\min} = 0,367$ од.). Для цього варіанту використовують відбитковий матеріал «Стомавід» (А-силіконовий), гіпс «ГВ-Г-10 А-III», моделювальний віск «GC», ізоляційний лак «Ізокол-69», пластмасу «Сінма М+V», цемент для фіксації «Компомер» та покривний лак «Сінма М+V».

- Варіант AB_{K-2} клініко-технологічного добору матеріалів із найбільшою дезорганізацією системи «матеріали–конструкція» ($H_K = 3,727$ біт; $h_{\max} = 0,532$ од.). У цьому варіанті використовують відбитковий матеріал «Сіеласт К» (база, С-силіконовий), гіпс «Base Stone», моделювальний віск «Latus», ізоляційний лак «Ізальгін», пластмасу «Сінма М», цемент для фіксації «Fuji Plus» та покривний лак «ЕДА-03».

Ці альтернативні комплаєнтні комплекси «матеріал–конструкція» були застосовані при дослідженні клінічної ефективності індивідуалізованого ортопедичного стоматологічного лікування з використанням пластмасових коронок та мостоподібних зубних протезів. Для визначення комплаєнтності системи «матеріали–конструкція» в клінічній практиці була розроблена та впроваджена професійна «Інформаційна система якості» ("ISQ-Pro"), що забезпечує обґрунтований клінічний добір стоматологічних матеріалів, включаючи можливість дистанційного доступу для консультацій ортопедів-стоматологів, зокрема щодо пластмасових незнімних конструкцій зубних протезів.

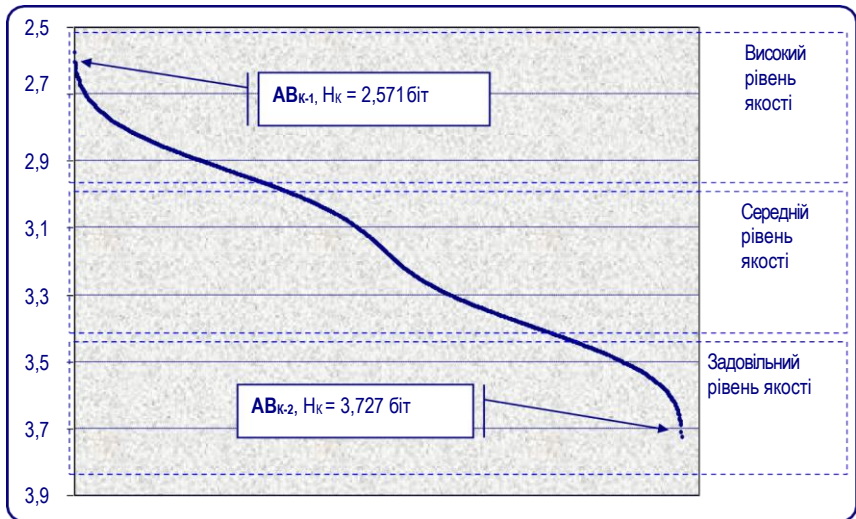


Рис.26. Розподіл варіантів альтернативних комплаєнтних систем «матеріали–конструкція» для забезпечення якості незнімних стоматологічних конструкцій: пластмасова коронка та мостоподібний протез

Інформаційно-кваліметричне моделювання та аналіз результатів, що стосуються бюгельних зубних протезів (486 комплаєнтних варіантів), показали, що завдяки кращій узгодженості властивостей чотирьох стоматологічних матеріалів якість конструкції може бути підвищена на 36,5 %.

Аналіз результатів моделювання виявив альтернативні варіанти комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення бюгельних протезів (табл. 36, рис. 27), зокрема:

- Варіант AB_{B-1} клініко-технологічного добору матеріалів із найменшою дезорганізацією комплаєнтної системи «матеріали–конструкція» ($H_B = 1,387$ біт; $h_{min} = 0,347$ од.), що включає відбитковий матеріал «Стомавід»

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

- Варіант $AB_{Б-2}$ клініко-технологічного добору матеріалів із більшою дезорганізацією системи «матеріал–конструкція» ($H_K = 2,184$ біт; $h_{max} = 0,546$ од.), який включає відбитковий матеріал «Сіласт К» (база, С-силіконовий), гіпс «Base Stone», ізоляційний лак «Ізальгін» та пластмасу для базису «Протакріл М».

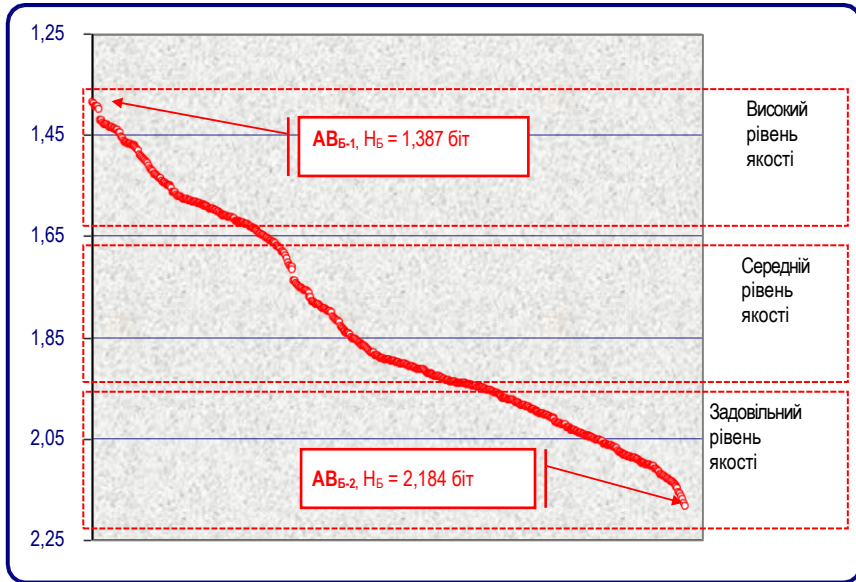


Рис.27. Розподіл варіантів альтернативних комплаєнтних систем «матеріали–конструкція» для забезпечення якості стоматологічних конструкцій: бюгельний протез

Ці альтернативні комплаєнтні комплекси «матеріал–конструкція» були використані для дослідження клінічної ефективності індивідуалізованого ортопедичного стоматологічного лікування з бюгельними протезами. Для визначення комплаєнтності системи «матеріали–конструкція» при виборі стоматологічних матеріалів у клінічній практиці було розроблено та впроваджено професійну «Інформаційну систему якості» (ISQ-Pro). Ця система забезпечує консультативний підхід до обґрунтованого добору матеріалів, включаючи можливість дистанційного доступу, зокрема, для бюгельних протезів.

Що стосується знімних зубних пластинчастих протезів (як повних, так і часткових), то інформаційно-кваліметричне моделювання та його результати показали, що завдяки кращій узгодженості властивостей п'яти стоматологічних матеріалів якість конструкції може бути покращена на 18,2 %.

Аналіз результатів інформаційно-кваліметричного моделювання показав, що існують альтернативні варіанти комплаєнтних систем матеріалів для виготовлення часткових та повних знімних пластинчастих протезів (табл. 36, рис. 29), зокрема:

- Варіант $AB_{зп-1}$ клініко-технологічного добору матеріалів із найменшою дезорганізацією системи «матеріали–конструкція» ($H_{зп} = 2,385$ біт; $h_{\min} = 0,475$ од.). Для цього варіанту використовують відбитковий матеріал «Empress» (альгінатний), гіпс «ГВ-Г-10 А-Ш», пластмасу для базису «Vertex rapid» (гарячої полімеризації), лак ізоляційний «Ізокол 69» та матеріал для фіксації конструкції «Corega».

- Варіант $AB_{зп-2}$ клініко-технологічного добору матеріалів із більшою дезорганізацією системи «матеріали–конструкція» ($H_{зп} = 2,880$ біт; $h_{\max} = 0,576$ од.). Для цього виконання використовують відбитковий матеріал «Ypeen-Premium» (альгінатний), гіпс «Base Stone», пластмасу для базису «Протакрил-М» (холодної полімеризації), лак ізоляційний «Ізальгін» та матеріал для фіксації конструкції «Lacalut».

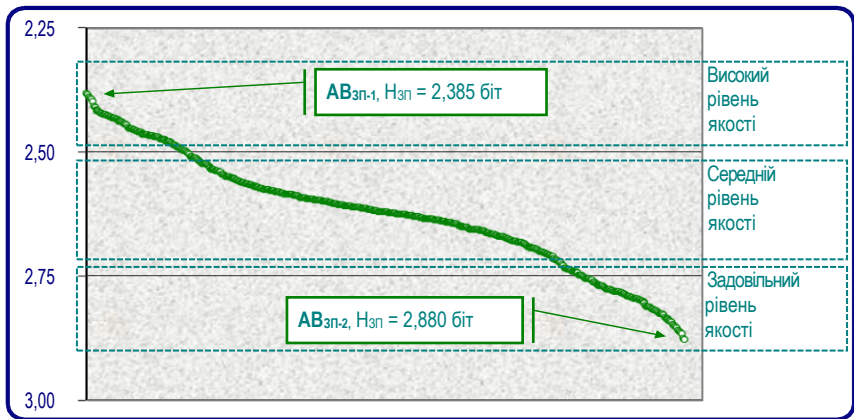


Рис.28. Розподіл варіантів альтернативних комплаєнтних систем «матеріали–конструкція» для забезпечення якості стоматологічних конструкцій: знімні зубні пластинчасті протези (частковий та повний)

Ці альтернативні комплаєнтні комплекси «матеріали–конструкція» були використані при дослідженні клінічної ефективності індивідуалізованого ортопедичного стоматологічного лікування із використанням знімних пластинчастих зубних протезів. Для оцінки комплаєнтності системи «матеріал–конструкція» в клінічній практиці було розроблено та впроваджено професійну «Інформаційну систему якості» (ISQ-Pro), яка забезпечує консультативний доступ для ортопедів стоматологів, зокрема і для повних та часткових знімних пластинчастих протезів.

Порівняльна оцінка комплаєнтності систем «матеріал–конструкція» проводилася за відносними показниками узгодженості властивостей матеріалів, зокрема, з максимальними та мінімальними значеннями. Результати показали, що найбільш сталими, з високим рівнем комплаєнтності є системи для виготовлення знімних пластинчастих протезів, тоді як матеріали для виготовлення бюгельних протезів виявились менш комплаєнтними та потребують удосконалення. Це вказує на напрямки подальших науково-технічних та клініко-технологічних розробок у галузі стоматологічного матеріалознавства. Важливо зазначити, що навіть на поточному етапі розвитку стоматологічного матеріалознавства за умови правильного добору матеріалів з урахуванням їх властивостей, є можливість виготовлення ортопедичних конструкцій високої якості (рис. 29).

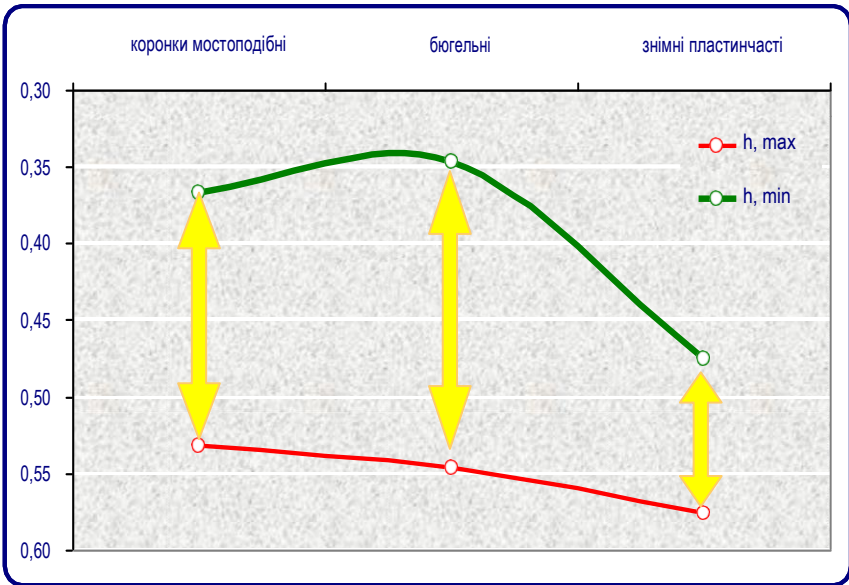


Рис.29. Резерви підвищення комплаєнтності (зниження ентропії – h) систем «стоматологічні матеріали – стоматологічна конструкція» завдяки обґрунтованому добору стоматологічних матеріалів; залежно від різновидів зубних протезів

Саме для цього на основі урахування багатьох властивостей досліджених нами матеріалів із застосуванням методології 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.

ІННОВАЦІЙНІ РОЗРОБКИ В ЗАБЕЗПЕЧЕННІ ЯКОСТІ НА КЛІНІКО-ЛАБОРАТОРНОМУ ЕТАПІ ВИГОТОВЛЕННЯ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ

Кількісно-якісне обґрунтування добору комплаєнтної структури матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій

Велика кількість можливих конструкційних і допоміжних стоматологічних матеріалів, кожен з яких має свої специфічні властивості, вимагає ретельного добору комплаєнтних систем «матеріали–конструкція».

У процесі кваліметричної оцінки пластмас холодної полімеризації були досліджені ключові індикативні властивості таких матеріалів, як «Протакрил-М», «Редонт» та «Vertex castapres» згідно з ISO-10139. Оцінювались такі характеристики, як деформація при стисненні, вигинаюча напруга, ударна в'язкість, опір стиранню полімеризату, а також залишковий мономер і водопоглинання. Для кожного матеріалу було отримано відповідні показники комплаєнтності. Крім того була проведена кваліметрична оцінка пластмас гарячої полімеризації, зокрема матеріалів «Етакрил-02», «Фторакс» та «Vertex rapid», відповідно до ISO-10139. Аналізувались ті ж самі властивості, що і для холодної полімеризації, з подальшим отриманням показників комплаєнтності.

У рамках дослідження пластмас холодної полімеризації за стандартом ISO-10477 були оцінені властивості матеріалів «Акродент», «SNAP» та «TEMPRON». Вивчалися такі характеристики, як деформація при стисненні, мікротвердість, мікропористість, питома вага залишкового мономера, опір стирання та водопоглинання, з отриманням відповідних показників комплаєнтності.

Окрім того, було здійснено порівняльний аналіз якості акрилових пластмас гарячої полімеризації для виготовлення НКЗП, включаючи матеріали «Сінма-М», «Сінма М+V» та «Superpont C+B» за стандартом ISO-10477. Оцінювались показники ударної в'язкості, часу набухання, вигинаючої напруги, твердість за Хепплером та водопоглинання, що дало змогу отримати відповідні показники комплаєнтності для кожного з матеріалів.

Порівняльну кваліметричну оцінку покривних лаків було виконано за такими основними властивостями, як час структуризації, коефіцієнт відображення, мікротвердість зразків, пористість поверхні, здатність до адгезії з пластмасою та металом. Вивчалися лаки «ЕДА-03», «Сінма М+V» та «Conalog» з оцінкою згідно з вимогами ISO-14569.

Порівняльний аналіз якості цементів для постійної фіксації НКЗП було проведено за такими характеристиками, як час змішування, час твердіння, товщина плівки, опір стисканню, кислотність розчинення та адгезія до металу та дентину. Для цього були використані матеріали «Компомер», «Fuji Plus» та «Ketac Cem» відповідно до стандарту ISO-9917.

Аналіз якості С-силіконових відбиткових матеріалів I типу (на прикладі «Сіеласт К» (база), «Stomaflex» (solid), «Spidex») був виконаний згідно з вимогами ISO-4823, включаючи оцінку загального робочого часу, часу твердіння, консистенції, деформації при стисненні, відновлення після деформації стиснення та лінійної усадки. Крім того, було проведено порівняльне оцінювання якості С-силіконових відбиткових матеріалів II типу – «Сіеласт К» (паста), «Stomaflex» (pasta), «Spidex» (pasta) та III типу – («Сіеласт К» (коректор), «Stomaflex» (creme), «Spidex» (creme)) за тими ж параметрами, що і для I типу, відповідно до стандарту ISO-4823. Порівняльний аналіз якості А-силіконових відбиткових матеріалів I типу (на прикладі «Стомавід», «Panasil putty fast set», «Hydrorise fast set») також проводився згідно з вимогами ISO-4823 з оцінкою тих самих характеристик.

Нарешті, порівняльний аналіз якості альгінатних відбиткових матеріалів («Стомальгін-04», «Уреен-Premium») було здійснено згідно з вимогами ISO-1563 із урахуванням загального робочого часу, часу твердіння, консистенції, деформації при стисненні, відновлення після деформації та лінійної усадки.

Порівняльний аналіз якості зуботехнічного воску для моделювання протезів виконано на прикладі матеріалів: АТ «Стома» (Україна), «GC» (Японія), «Latus» (Україна) за властивостями, передбаченими ISO: температура плавлення, міцність при розтягуванні, відносне подовження, усадка, питома вага та зольність – та отримані відповідні показники комплаєнтності цих моделювальних восків.

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: гідрофільне співвідношення (мас/ %), загальний робочий час, час структуризації, відносному розширенні при структуризації та за показником міцності на стиснення. Отримані відповідні показники комплаєнтності цих варіантів стоматологічного гіпсу.

Порівняльний аналіз якості стоматологічних ізоляційних лаків виконано на прикладі матеріалів «Ізокол-69», «Ізолак», «Ізальгін» за властивостями, передбаченими ISO-14569: твердість за шкалою Мооса, розвантажувальна напруга при стисканні, коефіцієнт відображення, в'язкість кінематична, в'язкість умовна та показник адгезії. Отримані відповідні показники комплаєнтності цих варіантів ізоляційного лаку.

Порівняльний аналіз якості стоматологічних адгезивних матеріалів виконано на прикладі матеріалів: «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.

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.

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

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;

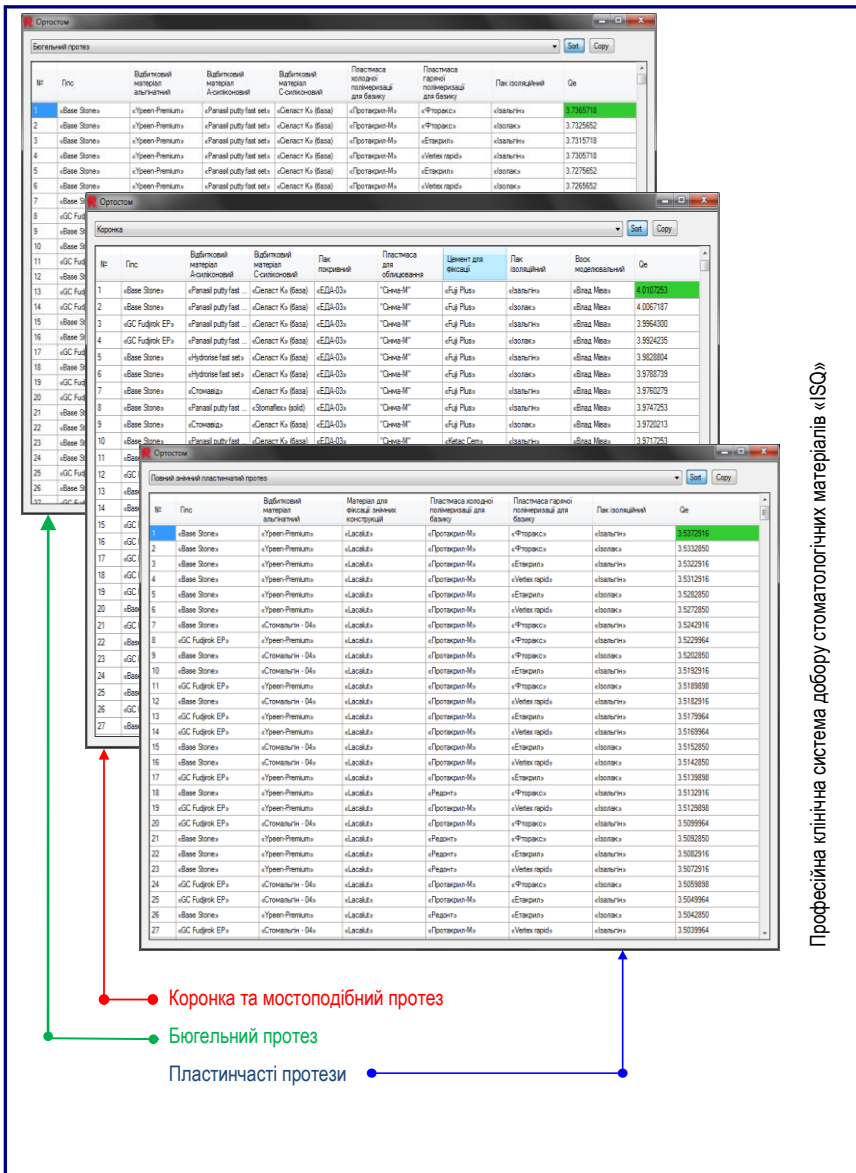
3) прогнозування рівня якості конструкції залежно від застосовуваних матеріалів;

4) визначення потреби в 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.

Як приклад наводимо впорядковану (рангову) послідовність рецептури конструкції для пластмасових коронок, мостоподібних, бюгельних та пластинчастих протезів, що реалізує вибір комплаєнтних комплексів із 45 матеріалів. 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 (рис. 30).

На основі аналізу властивостей допоміжних стоматологічних матеріалів для підвищення точності отримання відбитків було розроблено і клінічно випробувано новий коригуючий силіконовий матеріал. Ця інновація належить до галузі ортопедичної стоматології і може використовуватися як коригуючий матеріал під час виготовлення ортопедичних конструкцій.



Професійна клінічна система добору стоматологічних матеріалів «ISQ»

Рис.30. Екранні форми результатів добору комплаєнтних систем «матеріали–конструкція» для різних ортопедичних конструкцій зубних протезів (розташовані у послідовності зростання показників комплаєнтності)

Актуальність цієї розробки зумовлена тим, що точність відбитка є критично важливою для якості майбутньої ортопедичної конструкції, тому етап отримання відбитка є одним із основних у зубному протезуванні. Від того, наскільки точним буде відбиток, залежить якість моделі, на якій будується конструкція.

Стоматологічні силіконові відбиткові матеріали часто випускаються у вигляді двох паст або комплектів з основною пастою та каталізатором у рідкому вигляді. Вони складаються з каучуку, наповнювачів, пластифікаторів та каталізаторів. Силіконові матеріали були одними з перших полімерних відбиткових матеріалів, і для надання їм необхідних властивостей додаються мінеральні наповнювачі. Це покращує структуру матеріалів, підвищує їх міцність, зменшує усадку та коригує в'язкість.

На сьогоднішній день промисловість випускає силіконові маси різної в'язкості для первинного відбитка, індивідуальних ложок і коригуючих мас. Для клінічної практики особливо зручні матеріали з низькою в'язкістю, такі як Сіеласт низьков'язкий (тип III), що використовується для вторинних детальних відбитків або для отримання функціональних відбитків беззубих щелеп. Такі ж властивості має матеріал Consiflex (тип III), що призначений для відбитків.

Крім того, випускається автоматично змішуваний відбитковий матеріал «Affinis light body», який відповідає міжнародному стандарту ISO 4823, тип III. Відомий також матеріал «Сіеласт К коректор» (низьков'язкий, тип III), який використовується в ортопедичній стоматології для верхнього шару двошарового відбитка. Цей матеріал в поєднанні з основним матеріалом «Сіеласт К» (база) застосовується для виготовлення різноманітних ортопедичних конструкцій, таких як металокерамічні, металопластикові та знімні протези.

Задачею корисної моделі є розширення вибору низьков'язких відбиткових силіконових матеріалів для стоматології. Вона вирішується тим, що до рецептури відомого коригуючого відбиткового силіконового матеріалу додатково вводять кремнезем, каолін, масло м'яти перцевої, аеросил та концентрат пігменту в певних пропорціях: синтетичний низькомолекулярний каучук (СКТН-А) – 86,0 %, кремнезем – 2,50 %, каолін – 10,65 %, масло м'яти перцевої – 0,25 %, аеросил – 1,0 %, концентрат пігменту – 0,50 %.

Клінічна ефективність цього матеріалу була оцінена незалежними дослідниками за показниками точності розмірів протезного ложа та результатами лікування пацієнтів. Виявлено, що новий матеріал забезпечує кращу точність відбитків, зменшує пористість гіпсових моделей, знижує потребу в корекції протезів, зменшує частоту розцементування та покращує адаптацію пацієнтів.

Новий вітчизняний коригуючий силіконовий відбитковий матеріал «Стомасіл» (паста) може бути використаний для отримання функціональних відбитків при виготовленні знімних пластинчастих протезів, щелепно-лицевих протезів, obturatorів, шин та ортодонтичних апаратів для дітей.

Цей матеріал необхідний, оскільки на етапі отримання відбитків визначається якість майбутньої конструкції. Точність відбитка залежить від якості використовуваного матеріалу, а в стоматології все більше застосовуються силіконові матеріали на основі кремнійорганічних полімерів.

Прикладом таких матеріалів є японський «Екзакфлекс», який складається з двох паст різного кольору, що змішуються до однорідного зеленого кольору. Ці пасту використовуються для створення коригуючого шару, шприцевого введення в зубояснаві кармани і для функціональних відбитків. Крім того, є аналоги таких матеріалів, наприклад, «Кольтекс+Кольтофлекс» (Швейцарія), «Дентафлекс» (Чехія), «Кнеток/Сітран» і «Цафо-Тевезил» (Німеччина).

Силіконові відбиткові системи «Детасил» і «Silasof» (Німеччина) випускаються в картриджах, що забезпечує рівномірне видавлювання паст. Канадська компанія «ЗМ» була першою, яка використала автоматичне змішування двох паст у своїй силіконовій відбитковій системі "ЗМ Експрес", де час твердіння основної і коригуючої паст складає 6 х, а швидко твердіючої пасту – 4 хв. В Україні широко представлені німецькі силіконові відбиткові матеріали, такі як «Оптосил II – Ксантопрен», «ДЛ-Кнет», «Панасил», «Формасил І», «Альфасил», «Гаммасил» та ін.

Серед вітчизняних відбиткових матеріалів, що активно використовуються в клінічній практиці, варто зазначити матеріали «Сіеласт-69», «Сіеласт-0,3», «Сіеласт-0,5». Для приготування суміші цього матеріалу використовується дозувальна шкала і флакони-крапельниці. Час затвердіння відбитка в роті становить 4–5 хв, залежно від кількості пасту та каталізаторів. Вищий вміст каталізаторів прискорює процес затвердіння, а температура навколишнього середовища також впливає на швидкість вулканізації.

Матеріали «Сіеласт-03» і «Сіеласт-05» призначені для зняття подвійних відбитків. Вони містять основну та коригуючу пасту, а також рідкий каталізатор. Процес зняття відбитка часто здійснюється в два етапи.

До складу силіконових відбиткових матеріалів часто додаються мінеральні наповнювачі, які покращують їх структуру. Наприклад, силіконовий відбитковий матеріал «Сіеласт» містить синтетичний низькомолекулярний каучук, асилметилкремнезем, каолін збагачений та олію м'яти перцевої в таких пропорціях: 85,06 % – каучук, 5,96 % – асилметилкремнезем, 8,50 % – каолін, 0,21 % – олія м'яти, 0,27 % – пігмент.

У винаході пропонується новий склад відбиткового силіконового матеріалу вітчизняного виробництва. Відомий матеріал, що містить синтетичний каучук СКТН-Г та барвник, згідно з новим винаходом, доповнюється оксидом алюмінію та сульфатом барію в наступному співвідношенні: 56,8 % –

каучук, 32,2 % – оксид алюмінію, 10,8 % – сульфат барію та 0,2 % – барвник. Цей матеріал дозволяє покращити властивості відбитків та розширити асортимент вітчизняних силіконових матеріалів для стоматології.

Оцінку клінічної ефективності нового вітчизняного відбиткового матеріалу провели незалежні дослідники, які оцінили точність розмірів модельного протезного ложа та ефективність на етапах ортопедичного лікування пацієнтів. Дослідження показали, що цей матеріал забезпечує більш точне відтворення елементів протезного ложа, знижує пористість гіпсових моделей, зменшує потребу в корекції протезів і покращує адаптацію пацієнтів в процесі клінічного використання конструкцій.

З метою зменшення контамінації анатомічних відбитків був розроблений новий альгінатний відбитковий матеріал зі знезаражувачими властивостями. Для цього до складу введено пероксид. Цей матеріал містить альгінат натрію, гіпс, діатомітову землю, натрій вуглекислий, натрій кремнефтористий, м'ягнуче олію, тальк, а також зелений пігмент та пероксид у зазначених пропорціях.

Удосконалення матеріалу «Стомальгін» завдяки додаванню пероксиду К-30 дозволило не лише покращити знезаражуючий ефект, а й поліпшити фізико-хімічні та технологічні властивості матеріалу порівняно з аналогічними матеріалами. Новий матеріал «Стомальгін-05» може бути застосований у клінічних технологіях виготовлення ортопедичних стоматологічних конструкцій завдяки своїм базовим властивостям, що відповідають стандарту ISO-1563.

Для оцінки властивостей матеріалу розподілено параметри на технологічні (які визначають особливості процесу виготовлення відбитка) та фізико-механічні (деформація при стисненні, відновлення після стиснення, міцність при стисненні, лінійна усадка). Згідно з аналізом, загальний робочий час матеріалу «Стомальгін-05» виявився достовірно меншим (на 12,9 %) порівняно з матеріалом «Стомальгін-04» і відповідає вимогам ISO.

Загальний робочий час матеріалу «Стомальгін-05» був достовірно ($p < 0,05$) меншим порівняно з матеріалом «Стомальгін-04», складавши $(175,6 \pm 8,2)$ проти $(198,3 \pm 7,0)$ с, що забезпечило зниження цього параметра на 12,9 % і відповідність вимогам ISO. Зокрема, зменшення часу змішування матеріалу «Стомальгін-05» на 11,1 % (з $29,0 \pm 0,3$ до $26,1 \pm 0,3$ с) також підтверджує більш ефективний процес підготовки матеріалу. Крім того, період структуризації матеріалу «Стомальгін-05» виявився коротшим на 13,0 % ($149,5 \pm 2,5$ с порівняно з $169,3 \pm 6,2$ с у аналога), що також підтверджує поліпшені технологічні характеристики нового матеріалу. Ці зміни відповідають вимогам ISO-1563.

В клінічних дослідженнях було виявлено, що використання цього матеріалу значно знижує контамінацію відбитків в 3–4 рази при збереженні високої розмірної точності гіпсових моделей.

Новий вітчизняний силіконовий матеріал «Сіеласт К» є інноваційним комплексним рішенням для виготовлення функціональних відбитків при виготовленні повних і часткових знімних протезів, складних щелепно-лицевих протезів, obturatorів та ортодонтичних апаратів, в тому числі для дітей. Склад матеріалу включає силіконовий каучук, асилметилкремнезем, збагачений каолін та олію м'яти перцевої. Цей матеріал продемонстрував високу ефективність при отриманні відбитків у стоматології.

Крім того, силіконовий матеріал «Сіеласт» (база), що містить силіконовий каучук і мікросфери зі скла, був удосконалений шляхом введення діоксиду кремнію, вазелінової олії та м'ягкої олії, а також жовтого пігменту. Цей склад показав хороші результати при виготовленні баз для зубних протезів.

Силіконовий матеріал «Сіеласт» (коректор) має додаткові інгредієнти, такі як пірогенний кремнезем, збагачений каолін, олія м'яти перцевої та концентрат пігменту. У складі матеріалу: синтетичний низькомолекулярний каучук СКТН «А» – 86,72 %, пірогенний кремнезем – 2,16 %, каолін збагачений – 10,40 %, олія м'яти перцевої – 0,22 %, концентрат пігменту – 0,50 %. Цей матеріал ефективно застосовується при виготовленні зубних протезів, що було підтверджено як нашими, так і незалежними дослідженнями.

Для виготовлення вкладок замість моделювального воску, нами розроблено новий стоматологічний матеріал – беззольну акрилову пластмасу «Модепласт». Вона складається з порошку акрилового співполімеру метилового і бутилового ефірів метакрилової кислоти та рідини-активатора хімічної реакції. Розробка «Модепласт» відповідає фізико-механічним вимогам та не поступається імпортним аналогам, забезпечуючи високу ефективність при використанні як моделювальний матеріал у зуботехнічних лабораторіях та клініках ортопедичної стоматології для виготовлення штифтових конструкцій.

З метою зменшення токсичності залишкового мономеру в акрилових пластмасах, що використовуються для виготовлення коронок і мостоподібних протезів, нами був розроблений новий метод екстрагування мономеру. Конструкцію поміщають у водне середовище при температурі 60–80 °C та створенні вакууму з тиском 10–1 Па на 10 хв. Цей процес значно підвищує ефективність екстрагування, скорочуючи час і зменшуючи рівень залишкового мономеру завдяки оптимальним режимам і властивостям матеріалів. Для цього був розроблений комплексний набір пристроїв, включаючи вакуумну камеру для контролю температури та тиску, що забезпечує якісне вакуумування стоматологічних ортопедичних конструкцій.

За результатами порівняння властивостей полімерного матеріалу «Акродент», було встановлено, що його показник напруги вигину достовірно ($p \leq 0,05$) знизився з $(57,1 \pm 0,6)$ до $(52,6 \pm 0,4)$ МПа, при цьому показник ударної в'язкості залишався сталим на рівні $(4,8 \pm 0,4)$ од. Водночас, мікротвердість та кінчна текучість матеріалу збільшилися достовірно ($p \leq 0,05$) –

з (168,9±4,1) до (203,2±5,3) МПа та з (288,9±7,9) до (422,4±9,4) МПа відповідно. Рівень залишкового мономеру після вакуумування зменшився достовірно ($p \leq 0,05$) з (3,87±0,03) до (2,69±0,05) %, що становить зниження на 43,8 %.

Подібні зміни фізико-механічних властивостей були виявлені і для матеріалів «Tempcon» та «Snap». Як показано на *рис. 10*, найбільше зростання деформації при стисненні ($p \leq 0,05$) спостерігалось у матеріалі «Snap», в той час як інші властивості поліпшилися у матеріалі «Акродент», а матеріал «Tempcon» мав проміжні показники. Зниження рівня залишкового мономеру для цих матеріалів склало від 30 до 45 %.

Дослідження мікроструктури поверхні, зокрема мікропористості, показало, що матеріал «Акродент» має найменшу мікропористість – (0,038±0,001) мм², що достовірно ($p < 0,05$) менше, ніж у імпортих матеріалів: «SNAP» (0,046±0,001) мм² та «TEMPRON» (0,044±0,002) мм².

Рівень колонізації поверхні тимчасових ортопедичних конструкцій мікроорганізмами залежить від комбінації факторів, які можна поділити на дві основні групи: перша – це фактори мікробіоценозу порожнини рота, а друга – ультраструктурні характеристики матеріалу. Властивості матеріалу можуть впливати на селективний характер мікробіоценозу.

Метою дослідження було вивчення рівнів мікробної колонізації на поверхні матеріалу для тимчасових ортопедичних конструкцій після його фінішної обробки. Досліджували рівень колонізації карієсогенних мікроорганізмів на поверхні цих конструкцій *in vitro*. Для цього були підготовлені спеціальні зразки ($d = 0,5$ мм, $s = 20,0$ мм²), на поверхні яких висівали тест-культури: *Streptococcus mutans*, *Candida albicans*, *Lactobacillus* за стандартною методикою. Після цього визначали ступінь колонізації мікроорганізмів та обчислювали індекс колонізації (ІА), що являє собою співвідношення кількості колоній утворюючих одиниць (КУО) у стандартизованій тест-культурі до кількості КУО на різних етапах після перенесення культур на поверхню матеріалу для виготовлення тимчасових ортопедичних конструкцій.

Було встановлено, що рівні колонізації *Streptococcus mutans*, *Candida albicans*, *Lactobacillus* на поверхні зразків матеріалу для тимчасових ортопедичних конструкцій різнилися залежно від виду колоній, а з часом мікробіологічна структура біоценозу змінювалася. Мікроорганізм з найвищою активністю колонізації виявився *Lactobacillus* (2,2±0,03 КУО), тоді як активність *Streptococcus mutans* (1,9±0,03) і *Candida albicans* (2,0±0,03) значно знижувалась ($p \leq 0,05$) протягом періоду спостереження як відносно тест-культури, так і по відношенню до активності *Lactobacillus*. Впродовж чотиригодинного моніторингу рівень колонізації для *Streptococcus mutans*, *Candida albicans* та *Lactobacillus* знизився до низького рівня, при цьому структура біоценозу змістилася в бік домінування *Lactobacillus*.

Отже, отримані результати щодо рівня мікробної колонізації на поверхні тимчасових коронок дозволяють зробити висновок, що цей рівень формується переважно завдяки домінуванню *Lactobacillus* у мікробіоценозі. Це позитивно, оскільки цей мікроорганізм має високу активність завдяки виробленню молочної кислоти, перекису водню, лізоциму та бактеріцинів, які мають антибактеріальні властивості і здатні пригнічувати ріст багатьох патогенних і умовно-патогенних мікроорганізмів. Це сприяє позитивному впливу на мікробіоценоз і забезпечує низький рівень колонізації поверхні тимчасових ортопедичних конструкцій, виготовлених з досліджуваного матеріалу.

Клінічні дослідження показали, що удосконалення матеріалу дозволяє зменшити вплив залишкового мономера, що виражається у зменшенні запальних процесів у пародонті та прискореній адаптації пацієнтів до ортопедичних конструкцій, що, в свою чергу, підвищує рівень якості життя.

З метою збільшення тривалості використання (фіксації, стабілізації) та скорочення термінів адаптації до ортопедичних конструкцій одночасно з профілактикою інфікування був розроблений новий вітчизняний матеріал для виготовлення м'яких підкладок базису та удосконалено технологію індивідуального об'ємного моделювання країв базису протезу за допомогою цього матеріалу та нової методики виготовлення м'якої підкладки акрилового базису для зубних протезів.

Спосіб виготовлення м'якої підкладки акрилового базису знімних зубних протезів включає нанесення еластомеру на попередньо підготовлену поверхню базису протеза, формування рельєфу та границь двошарового базису під час змикання зубних рядів у центральній оклюзії з подальшим видаленням жорстких ділянок базису та формуванням крайових уступів.

Дослідження показали, що лікування пацієнтів з повною адентією протезами з жорстким базисом забезпечує жувальний тиск в межах (2,83–3,57) кг. Однак корекція жорсткого базису м'якою підкладкою з матеріалу «ПМ-С» призвела до достовірного ($p < 0,05$) збільшення жувального тиску, особливо в бокових ділянках. Важливою також є рівномірність розподілу жувального тиску після корекції: до корекції показники для правої та лівої сторін складали відповідно (1,25±0,04) і (1,20±0,02), а після корекції – (1,29±0,05) і (1,30±0,03), що є статистично значущим ($p < 0,05$). Збільшення жувального тиску також супроводжувалося вирівнюванням його показників на симетричних ділянках зубного ряду.

Оцінка клінічної ефективності використання нового матеріалу та методики виготовлення м'якої підкладки для базису знімного протезу була проведена автором і іншими дослідниками за допомогою показників змін жувального тиску як з використанням цієї підкладки, так і без неї.

З метою розширення асортименту вітчизняних засобів для фіксації та стабілізації знімних ортопедичних конструкцій (ОК) нами була розроблена та клінічно апробована серія кремів для фіксації – «Стомафікс» і «Стомафікс-1».

Крем для фіксації знімних зубних протезів містить суміш натрій-кальцієвої солі сополімеру метилвінілового ефіру та малеїнового ангідриду, карбоксиметилцелюлозу, білий вазелін, вазелінову олію, олію м'яти, червоний пігмент і ароматизатор. У складі крему «Стомафікс-1» додатково присутній етоній, а його компоненти мають наступні пропорції (в мас. %): суміш сополімеру – 18, карбоксиметилцелюлоза – 27, етоній – 0,5; білий вазелін – 44,45, вазелінова олія – 10,0, олія м'яти – 0,043, червоний пігмент – 0,007.

Загальний аналіз властивостей цих адгезивних матеріалів показав, що вони мають специфічні характеристики, які сприяють підвищенню фіксації знімних зубних протезів. Це, в свою чергу, зменшує час адаптації, підвищує ефективність жування та покращує показники якості життя пацієнтів.

На відміну від аналізу індивідуальних стоматологічних матеріалів оцінка їх клініко-технологічної якості враховує не лише їх індикаторні властивості порівняно з ISO стандартами, але й особливості їх застосування в клінічних умовах. Крім того нами була розроблена концепція і впроваджені інноваційні методики для оцінки клініко-технологічної якості відбиткових матеріалів та матеріалів для м'яких підкладок базису знімних протезів.

У окремому монографічному дослідженні автор проаналізував вітчизняні альгінатні матеріали порівняно з імпортними аналогами, демонструючи, що сучасні досягнення в галузі стоматологічного матеріалознавства дозволяють не лише покращувати фізико-механічні властивості таких матеріалів, а й визначати їх технологічну якість. Зокрема, було виявлено, що оцінка технологічної якості відбиткових стоматологічних матеріалів включає вимірювання та поступовий якісно-дихотомічний аналіз фізико-механічних характеристик зразків, виготовлених для тестування. Технологічну якість визначають за показником пилоутворення, який вимірюють на різних етапах використання матеріалу, а після цього проводять кількісну оцінку за загальним показником технологічної якості, що дозволяє робити висновки про високу чи низьку якість матеріалу.

Іншим інноваційним способом була вирішена проблема оцінки клініко-технологічної якості силіконових відбиткових матеріалів. Для цього застосували показники комплаєнтності (ентропії) фізико-механічних властивостей, а також точність розмірів ортопедичної конструкції, отриманої з використанням матеріалу. Спосіб оцінки включає вимірювання фізико-механічних показників виготовлених зразків, їх якісно-дихотомічний аналіз, а також оцінку розмірної точності відбитка в умовах натурального експерименту. Після цього проводиться кількісна оцінка клініко-технологічної якості за узагальненим показником, що визначається за спеціальною формулою, включаючи нормативні значення та виміряні показники фізико-механічних властивостей матеріалу. Якщо отриманий показник клініко-технологічної якості (QCM) знаходиться в межах $0,995 \div 1,005$, роблять висновок про високу якість матеріалу.

Виходячи з потреб клінічної практики, нами також сформульовано концепцію та розроблено методику оцінки якості матеріалів для м'яких підкладок базису знімного протезу. Спосіб оцінки якості матеріалу для м'яких підкладок базису ЗП включає вимірювання та послідовний якісно-дихотомічний аналіз відповідності фізико-механічних показників спеціально 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 за ISO, результати вимірів відповідних фізико-механічних та клініко-технологічних показників ті їх загальна кількість на етапах виготовлення та клінічної експлуатації знімних зубних протезів з м'якою підкладкою базису.

В окремому монографічному дослідженні, виконаному одним із спів-авторів інновації, доведена клінічна ефективність удосконаленої методики на етапах клінічної експлуатації знімних протезів з м'якою підкладкою базису, 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 систем «матеріал–конструкція» нами обґрунтовані етапи забезпечення якості ортопедичного стоматологічного лікування (*табл. 37*), а саме:

- до I 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 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, вони водночас відрізняються як за окремими своїми властивостями, так і за ступенем відмінності від ISO;

- до III етапу віднесені авторські технології щодо удосконалення клініко-лабораторного етапу виготовлення та клінічної експлуатації ортопедичних конструкцій.

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.

**Авторське інноваційне забезпечення якості ортопедичного лікування
на основі нових стоматологічних матеріалів і технологій**

<i>Етапи інноваційного забезпечення якості лікування</i>	<i>Суть інновації</i>	<i>№ патенту, авторського свідоцтва</i>	<i>Вид, ступінь та терміни впровадження</i>	<i>Підтверджені показники ефективності</i>
I етап. Удосконалення конструкційних та допоміжних стоматологічних матеріалів – цільових матеріалів з новими властивостями	Відбитковий матеріал	Пат. 45769	Допоміжний стоматологічний матеріал «Стомальгін-05», серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.	Зменшення бактеріальної забрудненості відбитка
	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 розмірної точності відображення протезного ложа
	Відбитковий матеріал	Пат. 107171	Допоміжний стоматологічний матеріал «Стомасіл» (паста), серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.	Збільшення розмірної точності відображення протезного ложа
	Пластмаса беззолна акрилова	Пат. 89070	Конструкційний стоматологічний матеріал «Модепласт», серійне вітчизняне виробництво з 2010 р.	Для виготовлення вкладок замість моделювального воску
	Крем для фіксації знімних зубних протезів	Пат. 54971 Пат. 67563	Допоміжні адгезивні матеріали: «Стомафікс», «Стомафікс-1»; серійне вітчизняне виробництво з 2010 р	Підвищення фіксації протезу, жувальної ефективності пацієнта, скорочення термінів адаптації до протезу
II етап. Планування ортопедичної конструкції	Обґрунтований вибір комплаєнтних стоматологічних матеріалів	Заявка на отримання свідоцтва про авторське право	Матеріалознавче обґрунтування комплаєнтних комплексів стоматологічних матеріалів для виготовлення конструкцій (Акти впровадження)	Матеріалознавче обґрунтований добір комплаєнтної системи «стоматологічні матеріали – ортопедична конструкція»
III етап. Удосконалення клініко-лабораторного етапу виготовлення та клінічної експлуатації ортопедичної конструкції	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

Етапи інноваційного забезпечення якості лікування	Суть інновації	№ патенту, авторського свідоцтва	Вид, ступінь та терміни впровадження	Підтверджені показники ефективності
	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 водопоглинання

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 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 «матеріали–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 такі:

– варіант (АВ_{К-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», віск моделювальний «GC», лак ізоляційний «Ізокол-69», пластмаса «Сінма М+V», цемент для фіксації «Компомер», лак покривний «Сінма М+V».

– варіант (АВ_{К-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», віск моделювальний «Latus», лак ізоляційний «Ізальгін», пластмаса «Сінма М», цемент для фіксації «Fuji Plus», лак покривний «ЕДА-03» (див. табл. 37).

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 (АВ_{Б-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 «матеріал–конструкція» ($H_K = 2,880$ біт; $h_{\max} = 0,576$ од.), для виконання якого використовуються: відбитковий матеріал «Уреен-Рremium» (альгінатний), гіпс «Base Stone», пластмаса для базису «Протакрил-М» (холодної полімеризації), лак ізоляційний «Ізальгін», матеріал для фіксації конструкції «Lacalut».

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

Завдання для перевірки та контролю знань

Теоретичні запитання:

1. Класифікація матеріалів, які застосовують в ортопедичній стоматології.
 2. Вимоги до зуботехнічних матеріалів та їх властивості.
 3. Основні та допоміжні матеріали.
 4. Відбитки та відбиткові матеріали у клініці ортопедичної стоматології.
 5. Характеристика відбитків та методика їх отримання.
 6. Моделі та матеріали для їх виготовлення.
 7. Моделювальні матеріали та їх використання.
 8. Метали та сплави, які використовують в ортопедичній стоматології.
- Особливості їх застосування.
9. Штучні зуби.
 10. Пластмаси у зубопротезній справі.
 11. Композиційні матеріали для облицювання зубних протезів.
 12. Керамічні маси, їх види та застосування.
 13. Формувальні маси.
 14. Матеріали для обробки стоматологічних виробів.
 15. Матеріали для фіксації незнімних конструкцій.
 16. Матеріали для реставрації базисів знімних протезів.

Тестові завдання:

1. Хворому (45 років) після препарування зубів під металокерамічні коронки потрібно зняти відбитки. Який відбитковий матеріал потрібний?
*A. Сіласт.** *D. Репін.*
B. Еластик. *E. Стомальгін.*
C. Стенс.
2. Хворому (43 роки) виготовляються повні штамповані коронки на 26-й та 27-й зуб. Який матеріал потрібно використати для виготовлення штампів?
*A. Легкоплавкий сплав.** *D. Нержавіюча сталь.*
B. Срібнопаладієвий сплав. *E. Прупій.*
C. КХС.
3. Пацієнту (54 роки) показано виготовлення суцільнолитих металокерамічних мостоподібних протезів на верхню та нижню щелепи. Яку групу відбиткових матеріалів необхідно вибрати при виготовленні даних зубних протезів?
*A. Силіконові.** *D. Гіпс.*
B. Альгінатні. *E. Цинкооксидевгенолові.*
C. Термопластичні.
4. У хворого (58 років) віялоподібне розходження передніх зубів верхньої щелепи. Який відбитковий матеріал краще використати для отримання відбитка?
*A. Стомальгін.** *C. Стенс.* *E. Репін.*
B. Гіпс. *D. Ортокор.*

5. Для хворого (28 років) виготовляється бюгельний протез на нижню щелепу. Об'єктивно: зуби високі, стійкі. Альвеолярні відростки помірно атрофовані. Який відбитковий матеріал необхідно використати у цьому випадку?

*A. Стомафлекс.**

D. Інін.

B. Дентол-с.

E. Сіеласт-69.

C. Репін.

6. Жінка (25 років) скаржиться на зміну кольору зуба, естетичний недолік. В анамнезі: лікування цього зуба з приводу ускладненого карієсу, алергія на пластмасу. Об'єктивно: 13 зуб має темносірий колір, дефект відновлений пломбою. На рентгенограмі: канал кореня запломбований до верхівки. Прикус прямий. Яка з перерахованих штучних коронок показана цій хворій?

*A. Металокерамічна.**

D. Металопластмасова.

B. Лита.

E. Пластмасова.

C. Штампована.

7. У хворого (49 років) генералізований пародонтит середнього ступеня важкості. Виготовляють незнімні шини-протези. Який відбитковий матеріал необхідно застосувати в даному випадку?

*A. Інін.**

D. Сіеласт-69.

B. Гіпс.

E. Протакрил-М.

C. Стенс.

8. Пацієнту (70 років) з повною втратою зубів на верхній та нижній щелепах виготовляються повні знімні протези. Постановка зубів буде проведена по індивідуальним оклюзійним поверхням (метод Нападова та Сапожникова). З якого матеріалу слід виготовити валики для створення індивідуальних оклюзійних поверхонь?

*A. Віскабразив.**

D. Пластмаса.

B. Липкий віск.

E. Лавакс.

C. Стенс.

9. Під час виготовлення суцільнолітої ортопедичної конструкції у зубо-технічній лабораторії було застосовано віск, що мав вигляд прямокутних брусків червоного, зеленого або синього кольорів розмірами 40×9×9 мм. Що за віск було застосовано?

*A. Модевакс.**

D. Формодент.

B. Восколіт.

E. Базисний.

C. Лавакс.

10. Хворий (64 роки) звернувся з приводу протезування зубів. Об'єктивно: в ділянці відсутнього 15-го зуба гострий кістковий виступ. Планується виготовлення часткового знімного протеза з двошаровим базисом. Яку пластмасу доцільно використовувати для еластичної підкладки?

*A. ПМ-01.**

D. Протакрил.

B. Акрил.

E. Бакрил.

C. Фторакс.

11. При виготовленні повного знімного протезу після отримання анатомічних відбитків проводиться припасування індивідуальної ложки. Який матеріал необхідно використати для функціонального оформлення її країв?

*A. Ортокор.**

D. Гіпс.

B. Хромопан.

E. Стомальгін.

C. Тіодент.

12. Чоловік (27 років) звернувся з приводу протезування зубів. Об'єктивно: зуби інтактні, стійкі. Ортогнатичний прикус. Планується заміщення дефекту зубного ряду верхньої щелепи металопластмасовим мостоподібним протезом. Яку пластмасу слід використати для облицювання протеза?

*A. Синма-М.**

D. Протакрил.

B. Норакрил.

E. Фторакс.

C. Акрилоксид.

13. Хворий (47 років) скаржиться на часте випадання пломби з верхнього переднього зуба, естетичний дефект. Об'єктивно: у 21-му зубі – порожнина ІV класу за Блеком. Ріжучий край широкий. На Ro-грамі зміни в періапикальних тканинах відсутні. Виберіть найбільш доцільний метод лікування:

*A. Вкладка керамічна.**

D. Коронка металокерамічна.

B. Коронка за Белкіним.

E. Вінір.

C. Коронка пластмасова.

14. Хворий (39 років) звернувся в клініку ортопедичної стоматології з метою протезування. Після об'єктивного обстеження хворому показано виготовлення металокерамічних коронок на 13-й та 14-й зуби. Який відбитковий матеріал потрібно використати для отримання робочого відбитка?

*A. Спідекс.**

D. Репін.

B. Кромопан.

E. Упін.

C. Ортокор.

15. Хвора (58 років) звернулася в клініку зі скаргами на поломку часткового знімного протеза на верхній щелепі. З анамнезу відомо, що протезом користується 2 роки. Протез зламався – перелом базису. Яку пластмасу необхідно застосувати для лагодження протеза?

*A. Редонт.**

D. Етакрил.

B. Фторакс.

E. Карбопласт.

C. ПМ-01.

ЛІТЕРАТУРА

1. Янішен І. В. Клініко-технологічні аспекти забезпечення якості лікування в ортопедичній стоматології : дис. ... д-ра мед. наук : 14.01.22 – Стоматологія / І. В. Янішен ; Харківський національний медичний університет. Харків, 2015. 345 с.
2. Рожко М. М., Неспрядько В. П. Ортопедична стоматологія : нац. підручник. Київ : ВСВ Медицина, 2020. 720 с.
3. Король Д. М., Коробейніков Л. С. Пропедевтика ортопедичної стоматології : підручник. Вінниця : Нова Книга. 2019. 176 с.
4. Рожко М. М., Неспрядько В. П. Ортопедична стоматологія : підручник. 2-е вид., випр. та допов. Київ : Книга плюс, 2008. 576 с.
5. Гумецький Р. А., Рожко М. М., Завадка О. С., Січкоріз Л. М. Психологічна і медикаментозна підготовка пацієнтів у стоматологічній практиці. Львів : Наутілус, 2000. 234 с.
6. Беляєв Е. В., Король Д. М., Коробейніков Л. С. Основні технології виготовлення зубних протезів : навч. посіб. Вінниця : ТВО «ТВОРИ», 2019. 188 с.
7. Рожко М. М., Михайленко Т. М., Онищенко В. С. Довідник з ортопедичної стоматології : довідник. Київ : Книга плюс, 2004. 296 с.
8. Основні технології виготовлення зубних протезів : навч. посіб. / Вінниц. НМУ ім. М. І. Пирогова, Укр. мед. стомат. академія, Терноп. ДМУ ім. І. Я. Горбачевського ; уклад. Е. В. Беляєв та ін. Вінниця : Твори, 2019. 104 с.
9. Стоматологія : підручник : у 2 кн. / М. М. Рожко, З. Б. Попович, В. Д. Куроедова та ін. ; за ред. проф. М. М. Рожка. Київ : ВСВ «Медицина», 2013. Кн. 1. 872 с.
10. Король М. Д., Коробейніков Л. С., Оджубейська О. Д. Стоматологічне матеріалознавство : навч. пос. Полтава : ФОП Мирон І. А., 2018. 149 с.
11. Гасюк П. А., Щерба В. В. Альбом із пропедевтики ортопедичної стоматології. 3-тє вид. Тернопіль : ТДМУ. Укрмедкнига, 2017. 222 с.
12. Зубопротезна техніка : підручник / М. М. Рожко, В. П. Неспрядько, І. В. Палійчук та ін. ; за ред. М. М. Рожка, В. П. Неспрядька. 3-є вид., переробл. та допов. Київ : Книга плюс, 2016. 604 с.
13. Король М. Д., Кіндій Д. Є., Скрипніков П. М. Стоматологічні хвороби та питання організації стоматологічної служби. Полтава : ПП «Форміка», 2000. 156 с.

14. Пропедевтика ортопедичної стоматології : підручник / за ред. П. С. Фліса. Київ : Медицина, 2010. 328 с. 194

15. Король Д. М., Тончева К. Д., Козак Р. В. Загальні принципи планування та технологія виготовлення знімних протезів : навч. посіб. Полтава : Астроя, 2022. 153 с.

16. Король Д. М., Оджубейська О. Д., Коробейніков Л. С. Матеріалознавство в стоматології : навч. посіб. Вінниця : Нова Книга. 2019. 217 с.

17. Ожоган З. Р., Кріль А. Й., Нейко Н. В. Методи лікування та етапи виготовлення ортопедичних конструкцій : навч. посіб. Івано-Франківськ : ІВФДМА, 2005. 116 с.

18. Пропедевтика ортопедичної стоматології / С. І. Черкашин, С. О. Росоловська, В. М. Лучинський та ін. ; за ред. С. І. Черкашина. Тернопіль : ТДМУ, Укрмедкнига, 2016. 300 с.

19. Гасюк П. А., Костенко Є. Я., Щерба В. В., Радчук В. Б. Протезування при повній втраті зубів. Тернопіль : ТОВ «Терно-граф», 2017. 216 с.

20. Рожко М. М. Профілактика і лікування ускладнень при протезуванні знімними конструкціями зубних протезів : монографія. Івано-Франківськ : Видавництво ІФНМУ, 2012. 132 с.

21. Кольцова Н. І., Децик О. З., Рожко М. М. Соціальна медицина і організація охорони здоров'я. Івано-Франківськ : Галичина, 1999. 304 с.

Інтернет-ресурси

1. <https://www.atosmedical.com/product/therabite-jaw-motion-rehabilitation-system/>
2. <https://www.factor2.com/>

Наукове видання

Янішен Ігор Володимирович
Андрієнко Карина Юріївна
Погоріла Алла Володимирівна

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

***Навчальний посібник
для здобувачів вищої медичної освіти та лікарів-інтернів***

Відповідальний за випуск

І. В. Янішен



Редактор Е. Є. Депрінда
Комп'ютерна верстка О. Ю. Лавриненко

Формат А5. Ум. друк. арк. 5,9. Зам. № 25-24.

**Редакційно-видавничий відділ
ХНМУ, пр. Науки, 4, м. Харків, 61022
izdatknmurio@gmail.com, vid.redact@knmu.edu.ua**

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи до Державного реєстру видавництв, виготівників і розповсюджувачів видавничої продукції серії ДК № 3242 від 18.07.2008 р.