

Харківський національний медичний університет

В.П. Голік, Н.М. Бреславець, І.В. Янішен

**КЛІНІКО-ТЕХНОЛОГІЧНА ЯКІСТЬ
В ОРТОПЕДИЧНІЙ СТОМАТОЛОГІЇ:
ОБЛИЦЮВАЛЬНІ ПОЛІМЕРИ ДЛЯ НЕЗНІМНИХ
КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ**

Харків

Затверджено на Вченій раді
Харківського національного медичного університету

Рецензенти: Гризодуб В.І. - доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри ортопедичної стоматології та ортодонтії дорослих Харківської медичної академії післядипломної освіти МОЗ України;

Король Д.М. - доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри пропедевтики ортопедичної стоматології ВДНЗУ "Українська медична стоматологічна академія".

Г 60 Голік В.П., Бреславець Н.М., Янішен І.В.

Клініко-технологічна якість в ортопедичній стоматології: облицювальні полімери для незнімних конструкцій зубних протезів // В.П. Голік, Н.М. Бреславець, І.В. Янішен. – Харків: ХНМУ, 2015. – 128 с.

Монографія присвячена підвищенню якості незнімних суцільнолитих конструкцій зубних протезів з естетичним полімерним облицюванням за рахунок вдосконалення фізико-механічної та технологічної якості нових розроблених акрилових полімерів: облицювального «Сінма М+V» і покривного лаку «Сінма М+V», представлена вдосконалена методика створення механічної ретенції. Також, у порівняльному аспекті, вивчена фізико-механічна якість акрилових полімерів для незнімних зубних протезів, що застосовуються в клініці ортопедичної стоматології України.

Призначена для студентів вищих та середніх медичних закладів стоматологічного профілю, лікарів-стоматологів, зубних техніків та наукових співробітників, що займаються питаннями стоматологічних технологій та матеріалознавства.

© Голік В.П.,
Бреславець Н.М.,
Янішен І.В., 2015

ВСТУП

На сьогодні питання естетичності незнімних ортопедичних конструкцій посідає провідне місце серед вимог, які висувають пацієнти. Розвиток сучасного стоматологічного матеріалознавства, а саме, розробка та виробництво конструкційних і допоміжних матеріалів спроможні забезпечити зростаючі вимоги до естетичних норм ортопедичних конструкцій, виготовлених зі сплавів металів, підвищити їх клініко-функціональну ефективність, термін експлуатації та тощо [2, 40, 61, 66, 148].

Відомо, що в ортопедичній стоматології застосовуються різні види облицювальних матеріалів: кераміка, акрилові пластмаси, композитні матеріали [130, 120, 97].

Кераміка як облицювальний матеріал має високі естетичні якості, міцність, зносостійкість, водостійкість, її колір та прозорість близькі до цих характеристик природних зубів. Однак, на жаль, кераміка має також негативні якості: вона крихка, потребує значного препарування твердих тканин зубів, а також може сприяти додатковому оклюзійному навантаженню зубів-антагоністів, створюючи прямі травматичні вузли особливо, у тих випадках, коли вони інтактні [42, 74, 201].

Облицювання незнімних конструкцій зубних протезів композитними матеріалами у сучасній клінічній практиці ортопедичної стоматології набуває все більшої популярності [130, 202]. Така тенденція обумовлена наявністю цілої низки позитивних властивостей композитних матеріалів: високою міцністю, твердістю, естетичністю. Але їх виробництво достатньо складне та дороге коштує, що за ціною готових матеріалів ставить їх на один рівень із керамікою, але властивості композитів програють керамічним матеріалам за цілою низкою істотних моментів [71].

Облицювальні матеріали, виготовлені на базі акрилових пластмас, відрізняються меншою твердістю та міцністю в порівнянні з керамікою, завдяки чому легше обробляються та поліруються. Методика облицювання пластмасою зубних протезів не є складною, а створення більш легких конструкцій

суцільнолитих протезів із облицюванням акриловими пластмасами дозволить розвантажувати не тільки пародонт опорних зубів, але й скронево-нижньощелепні суглоби, які зазвичай потерпають у пацієнтів при використанні суцільнолитих протезів, облицюваних керамікою [177].

Підвищення клінічної потреби в облицюванні акриловими пластмасами суцільнолитих конструкцій незнімних протезів спонукає нас до подальшого розвинення та вдосконалення фізико-механічних і естетичних якостей акрилових облицювальних полімерів, урахуваючи їх як позитивні, так і негативні властивості, а також їх відповідність сучасним вимогам.

Робота виконана в рамках науково-дослідної роботи Харківського національного медичного університету МОЗ України за проблемою «Стоматологія» «Удосконалення та розробка нових методів діагностики та лікування хворих з патологією щелепно-лицьової області» та «Основні стоматологічні захворювання, їх лікування та профілактика».

Предметом дослідження є новий акриловий полімер для естетичного облицювання та покривний лак для ґрунтування незнімних конструкцій зубних протезів та їх клініко-лабораторне обґрунтування.

В роботі обґрунтовано доцільність розроблення та створено новий полімерний матеріал акрилового ряду на основі співполімеру метилметакрилату й фторкаучуку для естетичного облицювання незнімних металевих конструкцій зубних протезів, доведено його властивості та вивчено особливості його застосування у клінічній практиці (патент України на корисну модель № 42735 А, UA, від 27.07.2009, Бюл. № 24).

Обґрунтовано доцільність розроблення та створено новий поривний лак на основі співполімерів метилметакрилату й диметакрилат тріетиленгліколю для покращення естетичності й поліпшення фіксації полімерного облицювання в незнімних металевих конструкціях зубних протезів, доведено його властивості та вивчено особливості його застосування (патент України на корисну модель № 83560 U, UA, від 10.09.2013, Бюл. № 17).

Обґрунтовано та створено методику нанесення механічної ретенційної системи на суцільнолиті металеві каркаси незнімних протезів (патент України на корисну модель № 44305 U, UA від 25.09.2009, Бюл. № 18).

Вивчено ультраструктуру поверхонь нового акрилового облицювального полімеру на основі співполімеру метилметакрилату й фторкаучуку та аналогу – матеріалу на основі співполімеру метилметакрилату й бутилакрилату для облицювання незнімних конструкцій зубних протезів у порівняльному аспекті.

Вивчено та узагальнено дані щодо реакції маргінального пародонту, відповідно до порівняльного аналізу показників при використанні в незнімних конструкціях зубних протезів нового акрилового облицювального полімеру на основі співполімеру метилметакрилату і фторкаучуку та аналогу на основі співполімеру метилметакрилату і бутилакрилату.

Основні результати дослідження впроваджено в навчальний процес на кафедрі ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, на кафедрі ортопедичної стоматології з імплантологією ВНДЗ «Українська медична стоматологічна академія» МОЗ України (м.Полтава), на кафедрі ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, на кафедрі ортопедичної стоматології та ортодонції Харківської медичної академії післядипломної освіти, а також в лікувальну діяльність «Університетського стоматологічного центру» Харківського національного медичного університету, «Стоматологічного центру» ВНДЗ «Українська медична стоматологічна академія» МОЗ України (м.Полтава), комунальної установи охорони здоров'я «Харківська міська стоматологічна поліклініка №2», комунальної установи охорони здоров'я «Харківська міська стоматологічна поліклініка №4».

ГЛАВА 1

1.1. Пластмаси акрилового ряду, які використовуються для облицювання незнімних металевих конструкцій зубних протезів

Ортопедичне лікування дефектів коронкових частин зубів, дефектів зубних рядів 3-го та 4-го класів за Кенеді – вади, які найбільш зустрічаються в клінічній практиці ортопедичної стоматології [84]. Тому потреба населення України в лікуванні незнімними конструкціями зубних протезів достатньо висока і становить близько 70-80% [1, 10, 49, 76].

На теперішній час, відновлення естетики в ортопедичній стоматології, відіграє рівнозначну роль із відновленням функції, що стало можливим завдяки застосуванню різних видів облицювальних матеріалів таких, як кераміка, акрилові пластмаси, композитні матеріали [12, 22, 42, 48, 61, 67, 82, 109, 110, 123, 130, 155].

Відомо, що протезування незнімними конструкціями протезів має низку переваг: за допомогою них достатньо повно реабілітуються функції відкушування, жувальна ефективність, естетичні норми посмішки. Незнімні конструкції протезів, зазвичай, невеликі за розмірами, мають короткотривалий період психологічної та фізіологічної адаптації [15, 17, 40, 45] а також з використанням комбінованих конструкцій відновлюється не тільки анатомія та функція, та ще і естетика [3, 30, 80].

При аналізі показань і протипоказань до ортопедичного лікування комбінованими суцільнолитими незнімними конструкціями зубних протезів з естетичним полімерним облицюванням користуються загальними положеннями, що відносяться до лікування комбінованими суцільнолитими конструкціями, але із доповненням до протипоказань індивідуальної непереносимості до акрилатів, тому, при складанні плану ортопедичного лікування, слід враховувати індивідуальні особливості пацієнтів у кожному клінічному випадку [6, 29, 35, 36, 102, 137].

Пластмаси на основі метилметакрилату – це полімер-мономерні композиції типу порошок – рідина. При змішуванні порошку з рідиною утворюється форму-

вальна маса, полімеризат, життєздатність якого залежить від складу композиції та умов полімеризації. Основою акрилових пластмас є метиловий ефір метакрилової кислоти (ММА), так званий мономер. ММА – прозора рідина з різким запахом. Молекули ММА містять подвійні зв'язки. При додаванні енергії (нагріві) або при дії каталізаторів у полімеризаті відбувається розрив подвійних зв'язків і починається процес полімеризації. В результаті, за рахунок реакції вільної радикальної полімеризації, утворюється тверда прозора речовина – поліметилметакрилат (ПММА) [62, 70, 106, 119, 152, 159, 166, 222].

Полімер-мономерні пластмаси поділяються на 2 групи: композиції гарячого твердіння і компаунди холодного твердіння (самотвердіючі пластмаси). До складу порошку самотвердіючих пластмас входять до 1,5% ініціатора (зазвичай перекис бензоїлу), в рідину вводять до 3% активатора (діметілпаратолуїдін). В результаті виникає полімер з більш низкою молекулярною масою, ніж в полімерах гарячого твердіння, що негативно впливає на міцності матеріалу, та збільшує наявність в ньому остаточного мономера. Тому, при ортопедичному лікуванні незнімними конструкціями, ці полімерні композиції зазвичай використовують для створення тимчасових конструкцій [58, 119, 175, 190].

З появою акрилових полімерів значно підвищилася функціональна цінність і естетична якість протезів. Завдяки високим фізико-механічним, технологічним властивостям пластмас в біологічному відношенні, значно знизився відсоток ускладнень, змінився їх характер. Значно спростилися технологія виготовлення протезів. Менш трудомісткою стала обробка протезів, відпала необхідність у вулканізації облицювальних мас [38, 111, 167, 218, 220, 222, 224]. Простота виготовлення зубних протезів із пластмас дуже імponує фахівцям-ортопедам. Облицювальні матеріали на основі акрилових пластмас, на відміну від керамічних, внаслідок своєї меншої твердості і міцності легше обробляються і поліруються.

Постійне удосконалення фізико-механічних і хімічних властивостей полімерних матеріалів визначили їх широке застосування в стоматології, зокрема

таким властивостям, як: 1) хімічна стійкість; 2) механічна міцність; 3) технологічність; 4) високі естетичні властивості [16, 18, 51, 148, 156, 177, 189].

Систему міжнародних стандартів ISO на стоматологічні конструкційні матеріали об'єднує технічний комітет (ТК) 106 – стоматологія.

Полімерні матеріали для лабораторного виготовлення постійних коронок або естетичного облицювання металевих мостоподібних протезів (метал/полімер) регламентуються стандартом ISO 10477 [86, 174].

Для облицювання незнімних протезів в сучасній клініці ортопедичної стоматології достатньо широко використовуються наступні пластмаси на основі акрилових смол.

Вітчизняний полімерний матеріал для незнімних конструкцій, який являє собою акрилову пластмасу гарячого отвердіння типу порошок-рідина. Порошок – суспензійний привитий фторовмісний співполімер; рідина – суміш акрилових мономерів і олігомерів [38, 81, 125, 139, 140].

При виготовленні облицювання суцільнолитих каркасів із цього матеріалу, у більшості випадків використовують стандартний ретенційний набір, завдяки якому на поверхні суцільнолитого каркасу утворюється ретенційні пункти у вигляді кульок діаметром 0,2-0,6 мм [34, 43, 44, 72, 75].

Матеріал має власну кольорову шкалу відтінків. Для обраного кольору дентину підбирають відповідний колір порошку емалі. Полімеризація проводиться згідно інструкції заводу-виготовника методом пакування полімеризату в кювету.

Широко відомий чеський облицювальний матеріал – акриловий полімер, гарячої полімеризації, який має у своєму складі метилметакрилат та гідрохінон у рідині, а також порошок – поліметілметакрилат із діоксидом титану, триоксидом заліза та інші. складників. За кольором відтинки підібрані відповідно шкалі VITA. Для цієї пластмаси рекомендований такий метод полімеризації як пакування полімеризату в кювету [51, 95, 137].

Декілька змінений аналог цієї пластмаси для незнімних зубних протезів, має аналогічні кольорові відтінки, та показання до використання, однак за ін-

струкцією заводу-виготівника полімеризацію здійснюють під тиском повітря. При виготовленні суцільнолитих конструкцій з цим облицюванням, використовують стандартні ретенційні утворення на металевому каркасі, та покривний лак цієї ж фірми-виробника. За технологією даний облицювальний полімер викладається безпосередньо на каркасі [75, 116, 117, 136, 168, 169].

1.2. Аналіз механізмів адгезії полімерних матеріалів для облицювання до поверхонь металевих каркасів та шляхи їх вирішення

Відомо, що адгезивний зв'язок матеріалів для облицювання до металевих поверхонь може бути механічним, фізичним або хімічним, але за звичай він являє собою комбінацію цих видів зв'язку [109].

У клінічній практиці вітчизняної ортопедичної стоматології вперше почали облицювати суцільнолиті каркаси протезів синтетичними матеріалами з використанням єднальної речовини, починаючи з 1955 р. [106]. Такий спосіб облицювання був пов'язаний з появою акрилової пластмаси для незнімних конструкцій протезів, що дозволяє не тільки відновити анатомічну форму, але і передати всю кольорову гамму природних зубів. Однак, одночасно з цим, виникло питання створення надійного кріплення облицювального матеріалу до поверхні металевого каркасу, при конструюванні металопластмасових зубних протезів.

Протягом наступних років науковці вирішували низку питань таких як: удосконалювання полімерних матеріалів і обладнання, поліпшення механічної ретенції до металевого каркасу та інше [53, 69, 84, 149, 151, 153, 158]. Враховуючи, що серед економічно доступних населенню естетичних матеріалів на стоматологічному ринку альтернативи полімерам у досі немає, ми можемо говорити про нагальну актуальність цієї проблеми.

При усесторонньому вивченні цього питання вчені виділили декілька механізмів з'єднання поверхні суцільнолитого металевого каркаса із облицю-

$(25,0 \pm 3,0)^\circ\text{C}$ ($24,0 \pm 1,0$) годин, після чого мікрометром (за ДОСТ 6507-90) виміряли їх товщину і ширину з похибкою не більш $\pm 0,05$ мм. Визначення значення показника руйнуючого напруження при вигині проводили згідно з інструкції до копра маятникового МК-02, межу вимірювання встановлювали від 0 до 40 кг/см. Визначення показника ударної в'язкості (кДж/м^2) обчислювали за формулою (2.5):

$$\alpha = \frac{A}{Bh} \quad (2.5)$$

де, А – робота витрачена на руйнування зразка в Дж;

h – висота зразка в см;

B – ширина зразка в см;

Значення результату випробувань визначали як середнє арифметичне всіх паралельних значень, якщо розбіжність між ними не перевищує 10%.

Визначення показника відносної деформації стиску полімеризату.

Дослідження виконували наступним чином. Готували по 10 зразків полімеризату за вищеописаною методикою. Перед випробування зразки витримували при температурі $(22 \pm 3)^\circ\text{C}$ протягом $(16 \pm 1,0)$ год.

Визначення показника проводили при температурі $(22 \pm 3)^\circ\text{C}$ в універсальній машині для механічних випробувань AUTOGRAPH. Зразок, після вимірювання висоти, із похибкою не більше $\pm 0,03$ мм, встановлювали на нижню плиту пристрою так, щоб вертикальна вісь зразка співпадала з напрямлення діючого навантаження. Плавно підводили до верхньої плити стискуючого пристрою навантаження при постійній швидкості та доводили навантаження на зразок до 1,42 кН (145 кгс).

Після зняття навантаження проводили повторні вимірювання висоти зразка із похибкою не більше $\pm 0,03$ мм.

Відносну деформацію стиску обчислювали у відсотках за такою формулою (2.6):

$$\Sigma = \frac{h_0 - h_1}{h_0} \cdot 100, \quad (2.6)$$

де, h_0 – початкова висота зразка, мм;

h_1 – висота зразка після зняття навантаження, мм.

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

Визначення показників водопоглинання та водорозчинності.

Проведення дослідження виконували наступним чином. Виготовляли 5 зразків у вигляді дисків діаметром $(50,0 \pm 1)$ мм і висотою $(0,5 \pm 0,1)$ мм із облицювального матеріалу для незнімних конструкцій зубних протезів. Виготовлені зразки витримували в ексікаторі з безводним хлористим кальцієм (за ДОСТ 450) при температурі $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$ протягом (24 ± 1) годин. Після цього зразки виймали із води, витирали чистою сухою тканиною, висушували на відкритому повітрі протягом 15 с та зважували із похибкою не більш $\pm 0,001$ г. не більш чим через 1 хв. після витягнення їх із води.

Водопоглинання (X) в $\text{мг}/\text{см}^3$ розраховують за формулою (2.7):

$$X = \frac{m_1 - m_2}{V} \quad (2.7),$$

де, m_1 – маса зразка перед зануренням у воду, мг;

m_2 – маса зразка після витягнення із води, мг;

V – об'єм зразка, см^3 .

Показник водопоглинання полімерного матеріалу для коронок і мосто-подібних протезів не повинен перевищувати значення $32 \text{ мкг}/\text{мм}^3$.

Визначення показників опіру до стирання.

Для проведення дослідів (згідно ГОСТ 11012-69) готували зразки у вигляді циліндрів діаметром $20,0 \pm 0,5$ мм і висотою $4,0 \pm 0,5$ мм [37].

Спочатку проводили розрахунок стійкості стирання кожного зразка V_i у $\text{мм}^3/\text{м}$ проводили за формулою (2.8):

$$V_i = K \cdot \frac{m - m_1}{\rho \cdot L} \cdot 1000 \quad (2.8),$$

де, K – коефіцієнт перерозрахунку, що характеризує здатність рулону шкурки (ГОСТ 344-85) до стирання, $K=1$;

m – вага випробувального зразка з тримачем до стирання, г;

m_1 – вага випробувального зразка з тримачем після стирання, г;

ρ – питома маса зразка, в г/см³, $\rho=1,4$ г/см³;

L – довжина шляху стирання, м., 20 м.

Стирання зразка проводили при навантаженні 9,81 Н (1 кгс). На даному етапі випробування визначали втрату ваги зразка при стиранні.

Наступним було визначення опіру стирання (β) в Дж/мм (кгс·м/см) визначали за формулою (2.9):

$$\beta = \frac{F \cdot L}{V_i} \quad (2.9)$$

де, F – середнє значення сили тертя за час випробування, Н (кгс);

L – довжина шляху стирання, м., 20 м

V_i – стійкості стирання кожного зразка

За результат випробування приймали середнє арифметичне не менше трьох значень показників, що відрізняються від середнього не більше ніж на 10%.

Визначення показника – час набухання.

Випробування проводили при температурі зовнішнього середовища в межах $(22 \pm 3)^\circ\text{C}$.

В поліетиленовому стакані розміщували $(10,0 \pm 0,2)$ г. порошку, додавали $(5,0 \pm 0,1)$ мл. рідини, вмикали секундомір, суміш ретельно перемішували скальпелем та закривали кришкою.

Час, від начала замішування до моменту зникнення прилипання маси полімеризату до скальпеля та стінок стакану (коли вона перестає тягнутися у вигляді ниток), вважають показником часу набухання.

Результат випробування є задовільними, якщо показник часу набухання знаходиться у межах від 15 до 50 хвилин.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
ГЛАВА 1	
1.1. Пластмаси акрилового ряду, які використовуються для облицювання незнімних металевих конструкцій зубних протезів....	6
1.2. Аналіз механізмів адгезії полімерних матеріалів для облицювання до поверхонь металевих каркасів та шляхи їх вирішення	9
ГЛАВА 2	
МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ	
2.1. Програма дослідження облицювального полімерного матеріалу	20
2.2. Методи доклінічних випробувань полімерних матеріалів для естетичного облицювання.....	21
2.3. Методи лабораторних досліджень та доклінічних випробувань полімерних матеріалів для естетичного облицювання.....	26
2.4. Методи доклінічних випробувань полімерних матеріалів для ґрунтування металевих каркасів незнімних конструкцій зубних протезів.....	37
2.5. Обґрунтування та визначення оптимального режиму полімеризації нового акрилового полімеру для естетичного облицювання НКЗП.....	39
2.6. Розробка механічної ретенції суцільнолитого каркасу для незнімного зубного протезу з естетичним полімерним облицюванням.....	40
2.7. Клінічні методи дослідження.....	41
2.8. Методика оцінки якості полімерного облицювального покриття	46
2.9. Методи статистичного аналізу	49
ГЛАВА 3	
РОЗРОБКА ТА ДОКЛІНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ НОВОГО ПОЛІМЕРНОГО ОБЛИЦЮВАЛЬНОГО МАТЕРІАЛУ ТА НОВОГО ПОКРИВНОГО ЛАКУ ДЛЯ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ	
3.1. Удосконалення естетичного облицювання незнімних конструкцій зубних протезів шляхом розробки нового полімерного матеріалу на основі співполімеру ММА й СКФ.....	50
3.2. Фізико-механічні властивості стоматологічних матеріалів для естетичного облицювання незнімних металевих конструкцій зубних протезів.....	53
3.3. Мікроструктура матеріалів для естетичного облицювання металевих незнімних протезів.....	57
3.4. Удосконалення адгезивної системи метал-полімер шляхом розробки нового полімерного покривного лаку на основі співполімерів ММА й ТГМ.....	60

3.5. Удосконалення адгезивної системи метал–полімер шляхом розробки нової механічної системи (ретенційних пунктів) для фіксації облицювального шару в суцільнолитих незнімних конструкціях зубних протезів.....	...66
ГЛАВА 4	
РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ	
4.1. Результати клінічного спостереження та оцінка якості виготовлених незнімних суцільнолитих конструкцій із полімерним облицюванням.....	...73
4.2. Результати клінічного спостереження стану маргінального пародонту при потезуванні НКЗП з естетичним полімерним облицюванням.....	...79
ЗАКЛЮЧЕННЯ85
ВИСНОВКИ96
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ98
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ99
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ126