

а затем - диаметр слоя композиционного материала, учитывая, что $W_p = \frac{\pi d^3}{16}$.

$$W_p \geq \frac{M_{\max}}{[\tau]}, \quad (8)$$

4) Имея основные конструктивные параметры для адгезивного протеза конкретного пациента, определить, используя (5) или (6), какой прочностью должен обладать композиционный материал.

Обсуждение результатов проведем на примере пробного расчёта.

Проверим на данных работы [9], прочность соединения проектного адгезивного протеза, приняв $F = 200 \text{ МПа}$, допускаемое касательное напряжение $[\tau] = 10 \text{ МПа}$, диаметр композиционного слоя $d = 5 \text{ мм}$, что соответствует площади $A = 19,6 \text{ мм}^2$ (в работе [9] максимальная площадь принята 20 мм^2) и моменту сопротивления $W_x = 12,27 \text{ мм}^3$. Расстояние между опорными зубами примем более близким к реальному значению $l = 17 \text{ мм}$. Подставив все необходимые данные в формулу (2), получим $\tau_{\max} = 16,52 \text{ МПа}$, из которых $\tau_c = 6,13 \text{ МПа}$ (в работе [9] $\tau_c = 5,00 \text{ МПа}$) и $\tau_k = 10,39 \text{ МПа}$. Таким образом, возникающие касательные напряжения в 1,65 раза превосходят допускаемые, и условия прочности не удовлетворятся.

Вывод. Предлагаемый новый метод расчета прочностных характеристик адгезивных протезов, позволяет учитывать реальные особенности мостовидного протеза конкретного пациента и более обоснованно выбирать применяемые материалы по их прочностным свойствам. Дальнейшее совершенствование расчётов зависит от интегрального учёта многочисленных факторов, требуя натуральных и компьютерных экспериментов на базе новых математических моделей.

Литература. 1. Петрикас О.А. Современные щадящие методы исправления дефектов зубных рядов. Часть 1. //Новое в стоматологии. – 1998. - №5 (Специальный выпуск). 104 с. 2. Жулев Е.Н. Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника. – Н. Новгород: Изд-во НГМА, 1995. – 365 с., ил. 3. Щербаков А.С., Петрикас О.А. Протезирование включенных дефектов переднего отдела зубных рядов. // Диагностика и лечение врожденных и приобретенных заболеваний челюстно-лицевой области. – М., 1990. – С. 89-94. 4. Chuiiko A. Peculiarities of modeling and analysis of stressedly-deformed condition in elements of tooth-and-jaw system. Proceedings of the 13th Conference of the European Society of Biomechanics. ACTA of BIOENGINEERING and BIOMECHANICS. Volume 4, Supplement 1, 2002. p. 805-806. 5. Руководство по ортопедической стоматологии/ Под ред. В.Н. Копейкина. – М: Медицина, 1993. – 496 с. 6. Гризодуб В.И., Чуйко А.Н., Бахуринский Н.Ю. Основные биомеханические характеристики тканей пародонта. „Вісник стоматології”, №1. Одесса, 2001. С. 59-65. 7. Чуйко А.Н., Бережная Е.О. Подвижность и податливость зуба. Биомеханический анализ. Стоматолог, №4. Харьков, 2001. с. 15-19. 8. Чуйко А.Н., Ключан С.Н. Особенности нагружения и защиты фронтальной области верхней челюсти при повреждающем воздействии. Стоматолог, №10. Харьков, 2002, с. 32-37. 9. Жданов В.Е., Ковальчук И.С., Клемин В.А., Озерова Т.Л. Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом. Вісник стоматології, №3, Одесса, 2001, с. 18-20.

Кузь В.С.

РОЗВИТОК ТА МЕТОДИ УДОСКОНАЛЕННЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ

ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія», м. Полтава, Україна

Здавна робилися спроби заміщення дефектів зубних рядів. Ще більше 2,5 тис. років тому з цією метою використовували різноманітні природні матеріали: дерево, мінерали, кістки тварин, панцирі черепах. Направлений пошук матеріалів для виготовлення естетичних та функціональних конструкцій протезів поча-

вся в кінці XVIII століття. В цей час французьким аптекарем Дюшато був виготовлений перший протез з порцеляни. На початку XIX століття були зроблені спроби виготовлення базису протеза із золота, коли запропонували спосіб штампування золотих базисів по металевій моделі.

Справді революційним кроком у розвитку зубного протезування було відкриття Нильсоном Гудіером в 1839 р. способу вулканізації каучуку. Делабор в 1848 р. застосував його як базисний матеріал для виготовлення знімного протеза. З того моменту каучук протягом майже 100 років залишався незамінним матеріалом для виготовлення базисів протезів. Такі протези були досить функціональними, значно покращилися естетичні якості протезів; каучук для свого часу виявився дуже технологічним. В якості альтернативи каучуку братами Хайт був запропонований целулоїд, але у зв'язку з різким запахом камфори, слабкою адгезією до слизової оболонки порожнини рота і досить складною технологією виготовлення цей матеріал не отримав широкого застосування і поширення в практиці зубного протезування.

На початку XX століття були розроблені матеріали на основі фенолформальдегідних смол – «Бакеліт», «Люксин», «Феноглас», «Валькерит», які знайшли застосування в зубному протезуванні. У 1934 р. С.С. Шведовим була створена перша вітчизняна пластмаса «Ефнеліт», в 1938 р. В.О. Новіком - «Стомаліт», а в 1940 р. група вчених (О.М. Баркман, І.Б. Лукомский, Я.Л. Раєв, М.С. Шнейдер), що працювали в Московській поліклініці ім. Н.А. Семашко, запропонували фенолформальдегідну пластмасу «Альдоніт». Але і всі ці пластмаси не відповідали тим вимогам, які пред'являються до базисних матеріалів. Протези, виготовлені з таких пластмас, мали запах фенолу, були крихкими, а технологія їх виробництва була досить складною.

Якісний прорив у зубному протезуванні стався в 1935 р., після того як Кульцер запропонував спосіб переробки акрилатів у вигляді полімер-мономерної композиції. В СРСР дослідження в цій області почалися в 1938 р. Перша радянська акрилова пластмаса для зубного протезування «Стомакс» була створена у 1940 р. в Горьківському медичному інституті (А.М. Кипнис), потім з'явилися пластмаси «Стомакс-1» і «Стомакс-2». В 1941 р. радянські вчені - співробітники ЦІТО і експериментального заводу пластмас (І.І. Рєвзин, М.В. Выгодская, В.А. Марский, М.Л. Манукян, М.Б. Гримберг та ін.) - створили пластмасу «АКР-7», яка довгий час використовувалася для виготовлення зубних протезів. Пізніше з'явилася більш сучасна пластмаса «АКР-10» (Б.М. Бынин, В.А. Марский, М.В. Висоцкая та ін.).

Акрилові пластмаси досить швидко витіснили каучук насамперед завдяки своїй технологічності, гігієнічності, прекрасним естетичними якостями. Протези, виготовлені з акрилових пластмас, стали більш функціональними. Однак вони мали цілий ряд недоліків, серед яких 1-е місце займала недостатня механічна міцність. В середині 50-х років І.М. Рєвзин, М.А. Выгодская, Е.А. Годзевич запропонували метод сополімеризації, на основі якого був отриманий сополімер метилметакрилату, етилметакрилату і метилакрилату, що отримав назву «АКР-15» («Етакрил»), який перевершував попередні пластмаси за фізико-механічними характеристиками.

Поряд з акриловими пластмасами досліджувалися матеріали інших груп. Проводилися дослідження по застосуванню термопластів як базисних матеріалів. Був випробуваний цілий ряд матеріалів: полікарбонат, поліпропілен, поліа-

мід, полістирол, вінілові сополімери акрилатів. В середині 50-х років у США був створений матеріал «Ерохolon» на основі полістиролу «Lectron». Він мав набагато меншу усадку, ніж інші полімери, однак відрізнявся високим водопоглинанням і крихкістю. У 1968 р. В.П. Гроссман створив литтєвий полімер на основі поліпропілену і поліформальдегіду. За даними М.М. Гернера і співавт., поліпропілен відрізняється підвищеною ударною в'язкістю, але такі його негативні властивості, як погана поліруємість, недостатньо міцне з'єднання з штучними зубами, термолабільність, не дозволили широко застосовувати його на практиці. И.Я. Поюровская і Т.Ф. Сутугина в 1973 р. створили термопластичний литтєвий полімер «МСН-», який представляв собою сополімер моно метилметакрилату, стиролу і ударостійкого бутадієнстирольного каучуку. За фізико-механічних характеристик він значно перевершив попередні, але клінічні випробування показали, що протези з цього матеріалу з часом змінюють колір; відзначався також досить великий відсоток поломок. Оскільки ці матеріали в силу об'єктивних причин не знайшли широкого застосування в ортопедичній стоматології, зусилля вчених були спрямовані на подальше поліпшення якості акрилових пластмас, з яких, за даними літератури, виготовляється до 98% пластинкових протезів, а також пошук нових базисних матеріалів.

До таких методів можна віднести ливарне пресування з направленою полімеризацією пластмаси, застосування технології процесів світлоотвердіння, мікрохвильова полімеризація, армування базису протезу.

Ливарне пресування з направленою полімеризацією пластмаси - кращий спосіб виготовлення пластмасових базисів протезів. Це підтверджується кращими фізико-механічними характеристиками зразків.

Дослідження показали, що базиси протезів, отримані за такою технологією, в 1,5 разу міцніші, ніж виготовлені загальноприйнятим методом. Клінічні спостереження переконують у тому, що якісні показники протезів поліпшуються.

Новим напрямом удосконалення базисних матеріалів є застосування технології процесів світлоотвердіння. Жуков К. В. підкреслює, що перевагами цього методу є точно задане виробником співвідношення компонентів і високий ступінь полімеризації. Але ці матеріали досить дорогі, мають високий ступінь усадки, вимагають застосування спеціальних фотополімеризаторів.

Мікрохвильова полімеризація, на думку багатьох авторів, є ефективним методом вирішення комплексу завдань, пов'язаних із підвищенням якості пластинкових протезів, оскільки властивості променів СВЧ дозволяють полімеризувати пластмасу відразу у всьому об'ємі, забезпечувати тісніший зв'язок молекул у масі, що полімеризується, дотримуватися високої точності режиму; покращують фізико-механічні властивості пластмас базисів протезів. Це також дає можливість зменшити кількість залишкового мономера і витрату часу на процес виготовлення пластинкового протеза.

Нідзельський М. Я. та інші автори, вивчаючи вплив електромагнітного поля на показники міцності акрилових пластмас, дійшли висновку, що електромагнітне поле розміром 215,5 Ерстед і з часом дії 1 сек. є оптимальним і дає підстави вважати вплив електромагнітних полів при твердненні базисних матеріалів важливим для їхніх фізико-механічних властивостей.

Питання про технологічні особливості виготовлення базису знімних пластинкових протезів остаточно не вирішене, особливо це стосується методик підвищення міцності базису. 91,22% зубних техніків використовували і використовують метод компресійного пресування, і тільки 5,84% - інші методи.

Тому все більше шириться механічний спосіб підвищення міцності базисних матеріалів шляхом їх армування. У ролі армувального компонента використовують різноманітні матеріали - як природні (бавовна, льон, джут, метал), так і синтетичні (скловолокно, азбест, нейлон та ін.), виготовлені індивідуально чи зі стандартних заготовок. У результаті отримують матеріал, який є композитом, арматура забезпечує йому міцність і жорсткість, а полімерна основа - монолітність і високу технологічність. Іншими словами, арматура служить для передавання основного потоку механічної напруги, а полімерна матриця забезпечує надійний зв'язок між окремими компонентами композиту і простоту переробки у виробі.

Все ж таки найбільш перспективним залишається направлення, що дозволяє забезпечити необхідні властивості базисного матеріалу за рахунок покращення його хімічного складу, тобто шляхом створення рецептури нових базисних композицій. На сьогоднішній час такі базисні матеріали з'явилися. Це категорія напівжорстких поліамідів, яка прийшла на зміну гнучким, еластичним нейлонам, як вирішення ряду істотних недоліків попередніх матеріалів. Протези з цих матеріалів, завдяки їх жорсткості, адекватно розподіляють жувальне навантаження і зберігають стабільність форми при вживанні гарячої їжі.

Вони відрізняються високою міцністю та механічною стійкістю, має мінімальну усадку, гарну текучість для пропаковки тонких ділянок. Одною з головних позитивних властивостей цієї є те, що матеріали не містять токсичних речовин, таких як кадмій, а також не містить мономеру, не змінюють колір та не насичуються запахами. Також їм властива висока щільність структури, що робить їх більш технологічним і дозволяє легко відполірувати протези до дзеркального блиску, як і акрилові пластмаси. Крім поліамідів на сьогоднішній день з'явилося багато груп інших базисних матеріалів Це і термопластичні, поліпропіленові та ін. Але на сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології вони потребують подальшого вивчення їх властивостей.

Лунькова Ю. С.

ВПЛИВ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ СКРОНЕВО-НИЖНЬОЩЕЛЕПНОГО СУГЛОБА НА ЯКІСТЬ ЖИТТЯ ПАЦІЄНТА

ВДНЗ України «Українська медична стоматологічна академія», м. Полтава, Україна

У сучасних медичних дослідженнях все більше уваги приділяється якості життя (ЯЖ). На сьогодні вважається, що якість життя є характеристикою фізичного, психологічного, емоційного і соціального функціонування, що має в основі суб'єктивне сприйняття. У медицині якість життя стосується, передусім, стану здоров'я. Тому в даному випадку коректно застосовувати поняття «якість життя, пов'язана зі здоров'ям» (в англійській літературі «health-related quality of life») [1-3]. Згідно загальноприйнятих методик дослідження, для отримання даних і їх подальшого застосування в клінічній практиці, користуються стандартними інстру-