

льоз : Наказ МОЗ України від 09.06.06 № 384 / розробники : Ю. І. Фещенко [та ін.]. – К., 2006.

2. *Винокуров И. И.* Клинико-морфологическое обоснование хирургического лечения туберкулем легких / И. И. Винокуров // Проблемы туберкулеза и болезней легких. – 2009. – № 4. – С. 28–31.

3. *Schluger N. W.* The pathogenesis of tuberculosis / N. W. Schluger // *Am. J. Respir. Cell Mol. Biol.* – 2005. – Vol. 32. – P. 251–256.

4. *Суркова Л. К.* Остропрогрессирующий туберкулез легких: морфологические и бактериологические особенности / Л. К. Суркова, М. И. Дюсьмикеева // Проблемы туберкулеза и болезней легких. – 2003. – № 3. – С. 32–35.

5. *CT-guided transthoracic core biopsy for pulmonary tuberculosis: diagnostic value of the histopathological findings in the specimen* / H. Fukuda, K. Ibukuro, T. Tsukiyama, R. Ishii

// *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* – 2004. – Vol. 27. – P. 226–230.

6. *Авербах М. М.* Туберкулемы легкого / М. М. Авербах. – М. : Медгиз, 1962. – 344 с.

7. *Лук'янчук В. Г.* Визначення мікобактерій туберкульозу в тканинах легень при фіброзно-кавернозному туберкульозі з різним ступенем активності запального процесу / В. Г. Лук'янчук // Матеріали 1-ї наук. конф. молодих вчених з міжнародною участю, Вінниця, 19–20 травня 2010 р. : тези доповідей. – Вінниця : [б. в.], 2010. – С. 57.

8. *Филоненко Т. Г.* Особенности локализации микобактерий туберкулеза в ткани легких при фиброзно-кавернозном туберкулезе в зависимости от бактериовыделения / Т. Г. Филоненко // Таврический медико-биологический вестник. – 2010. – Т. 13. – № 3 (51). – С. 201–205.

9. *Про затвердження Інструкції з бактеріологічної діагностики туберку-*

льозної інфекції : Наказ МОЗ України від 06.02.02 № 45. – К. : [б. в.], 2002. – 75 с.

10. *Меркулов Г. А.* Курс патогистологической техники / Г. А. Меркулов. – М. : Медгиз, 1986. – 342 с. : ил.

11. *Ліскіна І. В.* Гістологічна діагностика ступеня активності туберкульозного запального процесу при фіброзно-кавернозному туберкульозі легень в операційному матеріалі : інформ. лист / І. В. Ліскіна [та ін.] ; ДУ «Національний інститут фтизіатрії і пульмонології імені Ф. Г. Яновського АМН України». – К., 2009.

12. *Ліскіна І. В.* Гістологічна діагностика ступеня активності туберкульозного запального процесу при туберкульозах легень : інформ. лист / І. В. Ліскіна [та ін.] ; ДУ «Національний інститут фтизіатрії і пульмонології імені Ф. Г. Яновського АМН України». – К., 2010.

УДК 616.314-77-056.43

В. О. Розуменко

РЕЗУЛЬТАТИ ВИПРОБУВАННЯ ЗРАЗКІВ ПЛАСТМАС, ЯКІ ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ПОВНИХ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

Одеський національний медичний університет

Актуальність теми

У сучасній ортопедичній стоматології повне знімне протезування посідає одне з ключових місць. Це пов'язано із соціальною значущістю даного виду протезування, а також зі складністю й багатofакторністю даної проблеми [1].

Разом із тим, задоволеність пацієнтів таким видом протезів становить не більше 60–70 %. Причина цьому — індивідуальна непереносимість акрилового протезування, а саме з цього матеріалу сьогодні виготовляють переважну більшість подібних зубних конструкцій [2].

Розв'язання цього питання запропоновано у низці наукових праць, дослідження з цьо-

го приводу не припиняються і дотепер [3–6].

Одним із найперспективніших напрямів у розв'язанні проблеми непереносимості акрилових пластмас — заміна їх термопластами, які не мають токсичного й сенсibilізувального впливу на тканини порожнини рота [9]. Але термопластичним матеріалам (нейлон, поліпропілен, ацеталь), разом із нейтральним впливом на тканини порожнини рота, властиві деякі недоліки порівняно з акриловими пластмасами, серед яких: наявність нерегульованої усадки, низька гігієнічність і складність виготовлення.

Саме тому нашою метою було підвищення якості протезування повними знімними про-

тезами за рахунок поліпшення конструкції протеза.

Матеріали та методи дослідження

Для вдосконалення повного знімного протезування нами запропоновано такий спосіб виготовлення протезної конструкції [10].

Після одержання функціонального відбитка із силіконових матеріалів відливаємо модель із гіпсу 3-го класу. Обтискуємо поверхню моделі бюгельним воском, використовуємо його як прокладку, і моделюємо каркас залежно від ліній напруження у пластинковому протезі з профільного воску. Каркас відливаємо з металу (рис. 1, 2), підганяємо його по моделі, фіксуємо до неї лип-



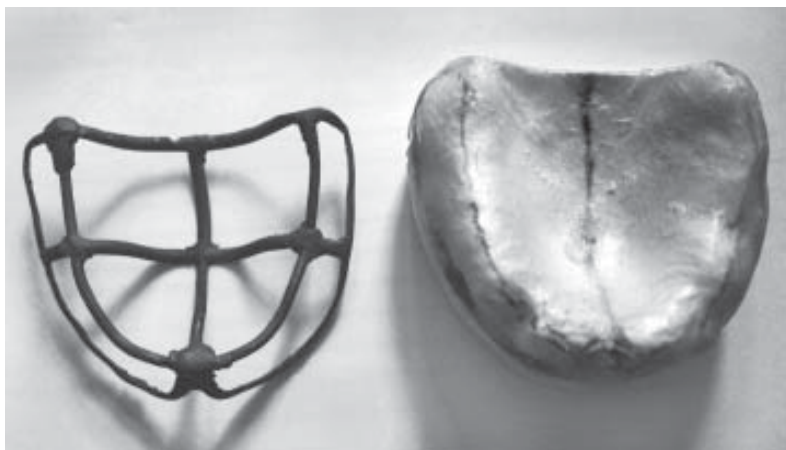


Рис. 1. Металевий каркас під повний верхній знімний протез



Рис. 2. Металевий каркас під повний нижній знімний протез

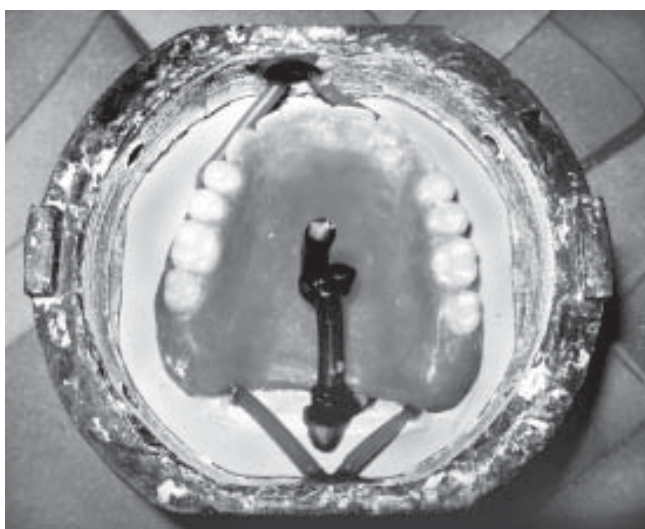


Рис. 3. Встановлення ливників для литтєвого пресування поліпропілену



Рис. 4. Кювета для гіпсування комбінованого повного знімного протеза

ким воском, покриваємо пластинкою базисного воску і приступаємо до постановки зубів. Після приміряння конструкції в порожнині рота остаточно моделюємо базис повного знімного протеза, установлюємо ливники за принципом литтєвого пресування (рис. 3), гіпсуємо в спеціальну кювету (рис. 4).

Після заміни воску на поліпропілен проводимо обробку протеза. У такий спосіб ми отримуємо армований повний знімний пластинковий протез (АПЗПП) із поліпропілену, у якого немає дефектів акрилових протезів і, за рахунок каркаса, поліпропіленових базисів (рис. 5).

Таким чином нами була усунута ціла низка недоліків полі-

пропілену при повному знімному протезуванні.

З огляду на те, що запропоноване розв'язання проблеми

— новаторське, перед нами постало завдання — провести оцінку фізико-механічних властивостей запропонованої кон-



Рис. 5. Комбінований армований повний знімний протез

струкції. Беручи до уваги той факт, що протези з поліпропілену достатньо вивчені на нетоксичність, відсутність бластомогенного й сенсibiliзуючого впливу на організм людини в різних дослідженнях раніше, то, у першу чергу, нас цікавили властивості, які дозволяють повному знімному протезу втримуватися під час жування й розмови в порожнині рота, тобто рівновага й стабілізація, а також терміни старіння цієї поліпропіленової конструкції.

Відомо, що однією із проблем акрилових повних знімних протезів є їхня відносна крихкість. Низький показник питомої ударної в'язкості пластмаси — одна із причин частих поломок таких протезів (за даними світової статистики, до 40 % протезів цього виду ламаються в перші 2–3 роки користування ними) [7; 8]. Акрилові пластмаси мають більшу усадку (6–8 %), що може спричинювати невідповідність рельєфу внутрішньої поверхні протеза й протезного ложа. Навіть ретельне дотримання технології полімеризації може знизити усадку лише на 1,5 %.

Ці дані сприяли вибору предмета наших фізико-механічних стендових досліджень.

Результати дослідження та їх обговорення

У процесі вивчення змін в'язкопружних властивостей зразків базисних акрилових матеріалів «Фторакс», поліпропілену, армованого поліпропілену були отримані такі результати.

Значення модуля руйнування практично однакові у зразках 1 і 2 (табл. 1), що свідчить про однакову фізико-механічну стійкість поліпропіленової базисної пластмаси до зволоження й висушування. Тим же часом температура оскльвання зволжених зразків (94 °С) нижча, ніж висушених (101 °С), на 6 °С. Це, на нашу думку, означає, що теплостійкість полі-

пропіленової базисної пластмаси «Ліпол» у вологому вигляді зменшується.

Для акрилової пластмаси «Фторакс» характерно таке (див. табл. 1): при температурі оскльвання у висушених зразках пластмаси (зразок 3) динамічний модуль руйнування залишався вірогідно вищим (на 15 %), ніж у зразках, що були перевірені в експерименті на стійкість до дії вологи (зразок 4).

Це свідчить про те, що зволоження знімних пластинкових протезів, виготовлених із даного виду пластмаси, призводить до зниження їх фізико-механічних властивостей на 15 %.

Армована ж поліпропіленова пластмаса в сухому вигляді при температурі оскльвання має більш високі фізико-механічні властивості, ніж та ж пластмаса у зволоженому стані (на 4 %), тому що динамічний модуль руйнування матеріалу у вологому вигляді менший (див. табл. 1).

Більше того, у зволоженому вигляді зменшується й теплостійкість цієї пластмаси на 8 °С, що впливатиме на міцність такого базисного матеріалу у звичайному середовищі використання — у ротовій рідині. З вищевикладеного випливає, що:

— зразки поліпропіленової пластмаси «Ліпол» під впливом вологи стають менш теп-

лостійкими, а пластмаси «Фторакс» при зволоженні теплостійкість не змінюють;

— при порівнянні динамічного модуля руйнування усіх досліджених зразків базисних пластмас бачимо, що найбільший показник в'язкопружних властивостей у пластмаси «Фторакс» у висушеному вигляді (1,35 ГПа). Тим же часом у даного матеріалу у вологому стані динамічний модуль руйнування — мінімальний (1,15 ГПа), а найзначніше зменшення в'язкопружних властивостей (на 15 %) — під дією вологи.

Отримані результати доводять, що поліпропіленова армована пластмаса має досить високу міцність і стійкість при фіксації у вологому середовищі порожнини рота, однак вона менш міцна й еластична у висушеному стані.

Перехід зі склоподібного у високоеластичний стан у досліджуваних базисних матеріалів починається при температурах від 86 до 101 °С. Отже, при користуванні знімними пластинковими протезами, виготовленими з описаних матеріалів, не рекомендоване вживання надмірно гарячої їжі й напоїв, промивання під гарячою водою й кип'ятіння, тому що це може призвести до деформації протеза.

При застосуванні композитних конструкцій типу пластма-

Таблиця 1
Зміни в'язкопружних властивостей матеріалів «Ліпол», «Фторакс» і армованого поліпропіленового протеза

Зразок	$t_2, ^\circ\text{C}$	$t_1, ^\circ\text{C}$	$\Delta t, ^\circ\text{C}$	$tg^{max}, \times 10^2$	$P, \text{ГПа}$
«Ліпол»					
1 — сухий	109	101	17	1,41±0,10	1,18±0,04
2 — висушений і змочений	103	94	19	1,35±0,10	1,17±0,04
«Фторакс»					
3 — сухий	103	93	25	1,46±0,10	1,35±0,04
4 — висушений і змочений	103	89	27	2,00±0,10	1,15±0,03
Армований поліпропіленовий протез					
5 — сухий	108	99	20	1,24±0,10	1,28±0,04
6 — висушений і змочений	100	86	26	1,12±0,10	1,23±0,04



Питомий опір металів і зразків пластмас

Металевий сплав	ρ , Ом	Температура, °С
KXC	$(4,10 \pm 0,42) \cdot 10^2$	700
Weron	$(1,30 \pm 0,23) \cdot 10^2$	600
Remanium	$(1,00 \pm 0,21) \cdot 10^2$	700
Нержавіюча сталь	$(1,30 \pm 0,11) \cdot 10^2$	825
Титановий сплав	$(3,20 \pm 0,05) \cdot 10^2$	1250
Мідний дріт	$(3,10 \pm 0,08) \cdot 10^2$	500
Алюмінієвий дріт	$(3,20 \pm 0,99) \cdot 10^2$	400

са — метал важливою є стійкість такого з'єднання.

Відомо, що енергетична неоднорідність контактуючих поверхонь у результаті адгезійної взаємодії призводить до виникнення подвійного електричного шару на межі метал — пластмаса. Його роль полягає в утрудненні розриву контакту при динамічних навантаженнях і збільшенні роботи відшарування. Електростатичний компонент адгезійної міцності проявляється при спробі зруйнувати адгезійний контакт і залежить від утворення донорно-акцепторного зв'язку на цій межі. Від кількості донорно-акцепторних пар, які прореагували, і від різниці між рівнями енергії в електронному й акцепторному центрах залежать щільність електризації подвійного електричного шару й електростатичний компонент сили відриву.

Оскільки електростатичний компонент сили зчеплення пов'язаний з перерозподілом електронної щільності в процесі утворення адгезійного контакту, його внесок у роботу адгезії залежить від рухливості носіїв заряду й буде тим більшим, чим гірші умови стікання заряду в процесі руйнування контакту.

У матеріалі каркаса протеза при формуванні адгезійного контакту метал — пластмаса можуть виникнути внутрішні напруження й деформації. У результаті виникають сили, що протидіють адгезійній взаємодії. Ці сили сприяють відриву пластмаси. Адгезійна міцність композиції характеризуватиметься величиною роботи.

Отже, високі значення адгезії у цьому випадку можуть бути пов'язані тільки з електронним обміном на межі розділення з утворенням донорно-акцепторних або ковалентних зв'язків полімерної плівки з металом.

У табл. 2 наведені значення питомого електроопору окисів, що утворюються на мета-

левих сітках комбінованих зразків протезів. Як видно з табл. 2, найменший опір i , отже, найбільшу концентрацію вільних носіїв із представлених матеріалів має закис міді, що є основним компонентом окисної плівки на міді, латуні й бронзі.

Наведені дані про опірність матеріалів і результати адгезійних випробувань показують, що спостерігається кореляція між концентрацією вільних носіїв на поверхні основи й міцністю зчеплення з нею полімерного матеріалу. Це означає, що виникнення високих значень міцності зчеплення таких систем пов'язане з переходом електронів із металевого каркаса у шари полімеру.

Інтенсивність переходу електронів i , отже, поверхнева щільність розділених зарядів, що визначає міцність зчеплення металу й пластмаси, залежать не тільки від концентрації вільних зарядів у сітці металевого сплаву, але й від концентрації центрів захоплення їх у пластмасі. Такими центрами захоплення вільних зарядів у полімері можуть бути обриви ланцюга, вільні радикали, ненасичені зв'язки й інші дефекти структури полімеру. Концентрація таких дефектів залежить від міцності одиничних зв'язків у полімерному ланцюзі.

Енергія їх розриву, залежно від будови ланцюжка, становить 80–99 ккал/моль. Ці зв'язки мають ковалентний характер і у разі їхнього розриву в атома вуглецю ланцюга зали-

шається неспарений електрон, за рахунок якого він може утворити ковалентний зв'язок атома з атомом металу каркаса.

Саме тому що вища електропровідність пластмаси і що більша в ній концентрація основних центрів Льюїса, то вища адгезія до даної сітки.

Висновки

Таким чином, нами визначено металевий кобальтохромовий сплав як оптимальний для побудови композиції поліпропілен — металевий каркас — KXC. Сила адгезії становить $(4,10 \pm 0,42) \cdot 10^2$ Ом.

Внаслідок визначення в'язкісних властивостей ми дійшли висновку, що при використанні поліпропілену як базисної пластмаси запропонована армована конструкція продемонструвала зменшення в'язкопружних властивостей на 15 % порівняно з акриловими пластмасами.

ЛІТЕРАТУРА

1. Алекунов Г. Ю. Аналіз надання ортопедичної стоматологічної допомоги жителям м. Донецька і області / Г. Ю. Алекунов // Український стоматологічний альманах. — 2009. — № 3. — С. 12–14.
2. Маркскурс Р. Психосоматика в стоматології / Р. Маркскурс. — М. : Newdent, 2008. — 112 с.
3. Заблоцький Я. В. Вивчення рівня задоволення повними знімними протезами літніх беззубих людей / Я. В. Заблоцький, Н. М. Дидин, О. Я. Заблоцька // Современная стоматология. — 2010. — № 4. — С. 141–143.
4. Владыченкова Н. Д. Аналіз врачебных ошибок и осложнений при



лечения стоматологических больных (клинико-правовые аспекты проблемы) : автореф. дис. ... канд. мед. наук : спец. 14.01.22 — стоматология / Н. Д. Владыченкова. — Смоленск, 2010. — 22 с.

5. *Гажва С. И.* Жалобы пациентов как один из показателей качества работы стоматолога-ортопеда / С. И. Гажва, О. А. Алешина // Клиническая стоматология. — 2009. — № 3. — С. 76–77.

6. *Ажицкий Д. Г.* Профилактика непереносимости до зубных протезов у клиници ортопедической стоматологии : автореф. дис. ... канд. мед. наук :

спец. 14.01.22 — стоматология / Д. Г. Ажицкий. — К., 2005. — 19 с.

7. *Кузнецов В. В.* Клинико-экспериментальное обоснование застосування технології електромагнітної обробки акрилових пластмас при виготовленні знімних пластинкових протезів : автореф. дис. ... канд. мед. наук : спец. 14.01.22 — стоматология / В. В. Кузнецов. — Полтава, 2005. — 18 с.

8. *Острооголов Д. Ф.* Математическое обоснование метода армирования с помощью пространственной модели полного съемного протеза / Д. Ф. Острооголов // Український

стоматологічний альманах. — 2009. — № 3. — С. 15–19.

9. *Палійчук І. В.* Стан місцевого імунітету та мікробіоценозу ротової порожнини у хворих на токсичний протезний стоматит / І. В. Палійчук, М. М. Рожко, Р. В. Куцик // Современная стоматология. — 2010. — № 4. — С. 144–147.

10. *Пат. України 55981* Спосіб виготовлення термопластичного зубного протеза / В. А. Розуменко, В. Г. Шутурмінський ; заявник та патенто-власник Одеський національний медичний університет. — № u201011613 ; заявл. 30.09.2010 ; опубл. 27.12.2010, Бюл. № 24.

УДК 616.314-08-039.71

О. Л. Чулак

ЭФФЕКТИВНОСТЬ КОМПЛЕКСА ГИГИЕНИЧЕСКИХ И АНТИСЕПТИЧЕСКИХ МЕРОПРИЯТИЙ ДЛЯ ПРЕДУПРЕЖДЕНИЯ КРАЕВОГО ОКРАШИВАНИЯ РЕСТАВРАЦИЙ ФРОНТАЛЬНЫХ ЗУБОВ

Одесский национальный медицинский университет

Актуальность темы

Одним из ранних осложнений эстетического характера является появление краевого окрашивания по границе реставрации и твердых тканей зуба [1; 2].

Наиболее частая причина такого окрашивания связана с неудовлетворительной гигиеной полости рта, когда на поверхности реставрированного зуба скапливается микробный налет [3–6].

Тем более, что установлено влияние бактерий полости рта на поверхность стоматологических полимерных пломбировочных материалов с образованием пигментного налета [7; 8].

Поэтому для профилактики краевого окрашивания пломб, прежде всего, необходимо предупредить главный причинный фактор, а именно скопление налета. Здесь имеет значение

не только качество проведения реставрационных работ, но и последующая эксплуатация реставрированных зубов, и в первую очередь — тщательная гигиена полости рта, особенно в первые месяцы после восстановления зуба композитными материалами [9].

Цель настоящего исследования состояла в разработке комплекса гигиенических и антисептических мероприятий для предупреждения скопления микробного налета на поверхности реставрированного зуба.

Материалы и методы исследования

В исследованиях приняли участие 42 человека в возрасте от 18 до 38 лет, у которых проводилась реставрация во фронтальном участке зубного ряда. Всего было поставлено 51 пломб: 11 — 11-го зуба,

10 — 12-го зуба, 4 — 13-го зуба, 12 — 21-го зуба, 8 — 22-го зуба, 6 — 23-го зуба.

Реставрацию проводили с использованием светоотверждаемого универсального микрогибридного композиционного материала Charisma (Kulzer) с адгезивной системой Dentesive II (Kulzer). Соблюдены все правила пломбирования, исключая несоответствие объемного соотношения основной и каталитической паст, некачественное размешивание материала на бумажном блоке, удлинение времени внесения материала сверх периода пластичности, преждевременное (раньше 5 мин) снятие матрицы. Полировку пломб проводили после завершения периода полной полимеризации материала специальными борами.

Все пациенты через 6 мес. были осмотрены с целью выявления дефекта реставрации

