

ПРОФІЛАКТИКА ТА ЛІКУВАННЯ ПРОТЕЗНОГО СТОМАТИТУ В ОСІБ ІЗ НЕПЕРЕНОСИМІСТЮ АКРИЛОВИХ ПРОТЕЗІВ

Одеський державний медичний університет

Актуальність теми. Як свідчать дані численних досліджень, кількість хворих на протезні стоматити, викликані компонентами акрилових базисних пластмас, останнім часом має стабільну тенденцію до росту [1-3]. Попри запропоновані за останні роки способи профілактики та лікування протезних стоматитів проблема протезування таких хворих залишається актуальною.

Кардинальне розв'язання проблеми токсико-алергічних стоматитів полягає в повній заміні акрилових пластмас як матеріалу для базисів знімних протезів. Задля цього розробники останнім часом запропонували цілий ряд термопластичних матеріалів.

Термопластичні полімери і співполімери мають багато переваг над звичайними порошковими й рідкими полімерними системами, застосовуваними в ортопедичній стоматології [4]. Термопластичні полімерні матеріали стабільні й міцні, мають високу опірність до скручування, високі зносостійкість і стійкість до розчинення [5].

Однією з найцінніших переваг властивостей цих пластмас із точки зору, що розглядається, є те, що вони зовсім не містять вільних мономерів [6].

Крім того, термопластичні матеріали практично не мають пористості, що знижує можливість проникнення в них рідини й біологічних матеріалів і, відповідно, появи заходів і зміни фарбування, що сприяє підвищенню їхньої ефективності з погляду експлуатаційних показників зубних протезів. Усі ці фактори важливі у виробництві як тимчасових, так і постійних протезів, у лікуванні із застосуванням

імплантатів або в разі проведення комплексних реконструкційних заходів і, нарешті, у виготовленні постійних знімних протезів [7].

Саме через указані позитивні властивості **метою** нашого дослідження стала клінічна оцінка застосування термопластичних протезів як методу лікування та профілактики токсико-алергічних (протезних) стоматитів.

Матеріали та методи дослідження. Як зразок інертних термопластичних матеріалів ми вибрали поліпропілен, зокрема його співполімер "Tipplen R 359". Застосували відповідну технологію. Після попереднього опитування, огляду, діагностичних досліджень, вибору конструкції протеза, підготовки порожнини рота до протезування знімали повні анатомічні відбитки альгінатним матеріалом. У разі виготовлення одного протеза — 3 відбитки (2 робочі, 1 допоміжний), у разі виготовлення поліпропіленових протезів на обидві щелепи - 4 відбитки (по 2 робочі з кожної щелепи). Оцінювали їх і передавали в лабораторію протягом 30 хв.

За відбитками відливали робочі моделі із супергіпсу 4 класу, допоміжні моделі - зі звичайного медичного гіпсу. На робочу модель наносили межі протеза. При цьому звертали увагу на анатомічні складності на протезному ложі й ізолювали їх або проводили гравірування по дистальному краю протеза й у буферних зонах, виготовляли воскові шаблони із прикусними валиками. Далі проводили стандартний етап визначення центрального співвідношення щелеп та постановки зубів. При постановці в зубах робили діаторич-

ні отвори в збіжних площинах для надійної фіксації. Після примірки постановки виконували остаточне моделювання клакерів тощо.

Моделі загіпсовували в модернізовану нами кювету для акрилового протезування (рис. 1). На моделі встановлювали ливникову систему, як показано на рис. 2. Гіпсували верхню частину кювети й прогрівали зібрану кювету в сушильній шафі. Після виплавлення воску й додаткового прогрівання моделі в другій печі в спеціальному тиглі розплавлювали підготовлений співполімер поліпропілену в суміші з барвником при температурі 250 °С (рис. 3). Кювету встановлювали в прес, туди ж поміщали і тигель.

Плавним переміщенням шківів преса домагалися повного впрскування термопласту в модель на кюветі. Кювету охолоджували при кімнатній температурі протягом 10-15 хв. Після цього кювету поміщали в холодну воду, виймали протез із кювети, обрізали ливникову систему, очищали від гіпсу.

Далі на другій моделі виконували припасування протеза, його корекцію. Для обробки і полірування використовували м'які щітки. У клініці перед накладанням протеза його опускали в гарячу воду (65–80°C) на 5–10 хв., після чого протез еластичнішав і досить вільно накладался.

Хворому давали рекомендації щодо користування протезом, огляду й первинної адаптації. На другий день виконували корекцію протеза спеціальною фрезою, проводили повторне полірування місць корекції й обробляли протез у плазмі тліючого розряду.



Рис. 1. Кювета для виготовлення протеза з поліпропілену

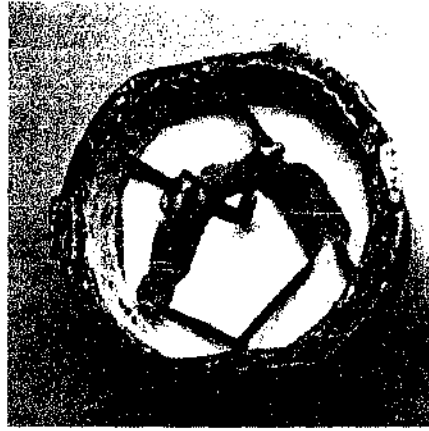


Рис. 2. Установка ливників для виготовлення протезів із поліпропілену

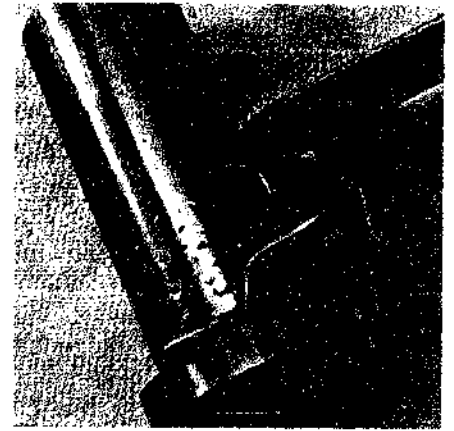


Рис. 3. Тигель для розплавлення поліпропілену

У вакуумно-плазменній камері на протез діяли постійним електричним струмом щільністю 65–70 мА/см² при експозиції 15–17 хв. при температурі 39–40 °С. Протез виймали з камери, дезінфікували в розчині антисептика. Після цього остаточно накладали протез.

Дослідження проводили на 46 хворих, які страждали в анамнезі від протезних стоматитів та зверталися до клініки з метою біоінертного протезування. Хворих поділили на 3 групи залежно від виду протеза, що виготовлявся. Першу групу склали хворі (16 осіб), перепротезування яких проводили протезами з акрилової безбарвної пластмаси, другу групу (14 осіб) - хворі, яким виготовляли біоінерт-

ні протези з фторопластовим покриттям [1]. До третьої групи (16 осіб) ввійшли хворі, яким виготовили протез із термопласту за нашою технологією.

Для оцінки стану слизової оболонки протезного ложа виконували такі клінічні проби: визначення швидкості слиновиділення — з метою оцінки функціонального стану слинних залоз; визначення швидкості міграції лейкоцитів та злуцвання епітелію — для оцінки стану слизової оболонки протезного ложа; оцінку стану капілярної мережі слизової оболонки протезного ложа — для визначення стану судин у під- протезному просторі; колірну пробу — для оцінки рівня запалення слизової оболонки. До-

слідження проводили в терміни 7 діб, 14 діб і через 1 міс.

Результати дослідження та їх обговорення. За допомогою дослідження швидкості слиновиділення ми отримали відповідні результати (табл.1). До протезування у всіх групах хворих спостерігалось зниження слиновиділення в середньому на 47,3% від середньостатистичної «норми» — (0,19±0,07) мл/хв.

Дослідження також показали, що у хворих, яких протезували акриловими зубними протезами (група 1), рівень слиновиділення після накладення протеза дещо зростає, що, на нашу думку, пов'язане з токсичним впливом протезів на слинні залози.

Таблиця 1

Динаміка змін швидкості слиновиділення в пацієнтів із непереносимістю акрилових пластмас, $M \pm m$, мл/хв.

Терміни спостереження	Групи дослідження		
	1	2	3
До протезування	0,19±0,007		
Через 7 діб	0,20±0,03	0,22±0,02	0,24±0,02
Через 14 діб	0,13±0,02	0,14±0,04	0,18±0,01
Через 1 міс.	0,18±0,04	0,20±0,03	0,26±0,04

Таблиця 2

Динаміка змін швидкості міграції лейкоцитів у ротовій порожнині хворих на протезний стоматит, $M \pm m$, клітин

Групи	Терміни спостереження			
	до протезування	7 діб	14 діб	1 міс.
1	314,2± 7,5	405,2± 32,0	409,5±32,7	452,2±41,0
2	302,9±25,1	312,5±21,4	299,6±28,4	339,5±20,3
3	312,8±31,6	385,2±22,4	399,5±21,4	405,2±22,9

Протези всіх груп досліджень через 7 днів викликали незначне підвищення слиновиділення. Однак слід зазначити, що зниження швидкості слиновиділення на 14 добу спостерігалось також у всіх групах, причому в 1 групі (акрилові протези) воно було незначним - до $(0,17 \pm 0,02)$ мл/хв.; тільки в 3 групі зниження слиновиділення було мінімальним - $(0,18 \pm 0,01)$.

Під час спостережень у віддаленіший термін виявили тенденцію до відновлення слиновиділення, особливо в 3 групі хворих (до рівня до протезування — $0,20 \pm 0,002$).

При визначенні швидкості міграції лейкоцитів було встановлено, що в пацієнтів 1 групи (акрилові протези) показник міграції лейкоцитів був значно вищим. Так, через 7 днів підвищення склало 41,7 % від початкового рівня а зменшення через 1 міс. — не більше 5,5 %.

Застосування безакрилових протезів продемонструвало значно сприятливіший вплив на слизову оболонку підпротезного простору, ніж у акрилових протезів.

Слід зазначити, що в 1 і 2 групах досліджень за тривалого корис-

тування виникають процеси, що призводять до збільшення міграції лейкоцитів на 30,5 і 10,8 % відповідно, що свідчить про приховану шкідливу дію протезів, які стимулюють запальні процеси в слизовій оболонці протезного ложа, викликані хронічною травмою, в перші строки спостережень і викликають хронічне запалення через 14 днів і 1 міс. користування ними.

Зазначені результати, підтверджені дослідженнями міграції епітеліальних клітин, представлені в табл. 3.

Таблиця 3

Динаміка змін швидкості міграції епітеліальних клітин у ротовій порожнині хворих на протезний стоматит, $M \pm m$, клітин

Терміни спостереження	Групи дослідження		
	1	2	3
До протезування	$338,8 \pm 21,0$	$342,8 \pm 21,4$	$338,7 \pm 31,5$
Через 7 днів	$311,5 \pm 22,8$	$332,8 \pm 23,2$	$301,8 \pm 22,8$
Через 14 днів	$285,7 \pm 19,3$	$126,3 \pm 11,1$	$149,8 \pm 22,0$
Через 1 міс.	$209,1 \pm 11,8$	$126,8 \pm 18,4$	$125,8 \pm 11,1$

Таблиця 4

Результати визначення стійкості капілярів слизової оболонки протезного поля хворих на протезний стоматит, $M \pm m$, сек.

Терміни спостереження	Групи дослідження		
	1	2	3
До протезування	$138,8 \pm 1,25$	$137,2 \pm 3,33$	$134,9 \pm 3,8$
Через 7 днів	$130,7 \pm 1,22$	$126,9 \pm 2,39$	$128,8 \pm 2,8$
Через 14 днів	$128,8 \pm 0,99$	$123,1 \pm 2,01$	$124,4 \pm 1,8$
Через 1 міс.	$115,0 \pm 1,07$	$122,0 \pm 0,95$	$119,2 \pm 2,2$

Дослідження стану капілярної мережі підпротезного простору показали, що через 7 і 14 днів цифрові показники стійкості капілярів слизової оболонки в 3 групі не змінювалися, хоча й мали тенденцію до зниження ($126,32 \pm 1,11$).

Результати проведених досліджень показують, що стійкість капілярів слизової оболонки за користування різними знімними пластинковими протезами не однакова.

Так, акрилові протези викликають стійке порушення міцності судинного русла, а протези, виготовлені за вдосконаленою нами технологією й оброблені в плазмі тліючого розряду, показують оптимальне значення стійкості капілярів ($125,8 \pm 1,1$ сек.).

При оцінці результатів колірної проби привертає увагу той факт, що протягом першого тижня колірний показник збільшувався в пацієнтів у всіх групах спостережень. Особливо високі цифри були в 1 групі (акрилові протези), що вказувало на м'якшу дію інертних протезів у двох інших групах спостереження. Також це може підтверджувати відсутність токсично-алергічного компонента в стоматитах, що виникали після накладення безакрилових протезів (табл. 5).

Аналіз динаміки подальшої зміни колірного показника показав якнайшвидше відновлення функціонального стану м'яких тканин альвеолярного відростка в пацієнтів 2 групи. Так, на 14 добу дані,

отримані в результаті обстеження хворих цих груп, були на 13,4 % менше відповідних даних 1 групи.

Подібні співвідношення результатів простежуються і через 1 рік. Протягом усього строку спостережень колірний показник кількісно перевищував аналогічний у 3 групі.

Подібний м'якший перебіг запалення внаслідок альтерації базисом протеза, на наш погляд, пов'язаний із властивостями матеріалу, зокрема з його еластичністю і зменшенням травми підлеглих тканин, а також із його вищою біоінертністю в порівнянні з дією акрилатів.

Результати визначення колірної шкали показника слизової оболонки протезного поля хворих на протезний стоматит, $M \pm m$, бали

Терміни спостереження	Групи дослідження		
	1	2	3
До протезування	2,1205±0,021	2,1208±0,031	2,2804±0,066
Через 7 діб	3,008±0,027	2,555±0,054	2,558±0,041
Через 14 діб	2,785±0,032	2,412±0,024	2,285±0,025
Через 1 міс.	2,658±0,057	2,225±0,028	2,202±0,021

Висновки. Отримані результати клінічних досліджень показали, що застосування протезів із поліпропілену у хворих, які страждали на непереносимість акрилової пластмаси, показав найоптимальніший клінічний результат у порівнянні з іншими способами протезування при цій патології. Крім того, метод простий і доступний, що також досить суттєво.

Література

1. Чулак Л.Д. Технологія виготовлення біоінертних зубних протезів / Л. Д. Чулак, А.А. Бас, В. В. Вальда. — О.: ОГМУ, 2005. — С. 87–153.
 2. Трезубов В. Н. Взаємодія съємного протеза з організмом больного /В. Н. Трезубов, Л. М. Мишнев, Аль-Хадж // Пародонтологія. — 2001. — №4. — С. 40-42.
 3. Манак Т. Н. Роль неудовлетворительной гигиены полости рта в развитии протезных стоматитов /Т. Н. Манак // Современная стоматология. — 2002. — №4. — С. 35-36.
 4. Поиск альтернативных полиметилметакрилатов для съёмного протезирования: обзор /М. З. Ка-

план, А. С. Григорян, З. П. Антипова, Х. Р. Тигранян // Стоматология для всех. — 2007. — № 2. — С. 12-17.
 5. Valplast — уверенность в себе //Современная ортопедическая стоматология. — 2006. — № 5. — С. 100-102.
 6. Vallittu P. K. Residual monomer content and its release into water from denture base materials / P. K. Vallittu, V. Miettinen, P. Alakujala // Dent. Mater. — 1995. —Vol. 11, N 1. — P. 338-342.
 7. Применение термопластических материалов в стоматологии: учеб. пособие / И. Д. Трезубов, Л. В. Михайленко, Р. И. Болдырева [и др.]. — М.: Мед. пресса, 2007. — 140 с.
 Стаття надійшла 1.03. 2010 р.

Резюме

Исследование автора посвящено проблеме акриловых токсико-аллергических стоматитов, вызванных свободным мономером — полиметилметакрилатом. Решение проблемы протезных стоматитов предложено через применение биоинертных, свободных от мономера протезов из полипропилена.

Проведенные клинические исследования доказали преимущество данных съёмных пластиночных протезов в лечении протезных стоматитов указанной этиологии.

Ключевые слова: полиметилметакрилат, полипропилен, съёмные пластиночные протезы, протезный стоматит.

Summary

The author's study is devoted to the problem of acrylic toxic-allergic stomatitis, caused by free monomer-polymethylmethacrylate. The suggested solution of the problem of denture stomatitis is connected with the application of bioinert, monomer free polypropylene prostheses.

The conducted clinical researches proved the advantages of the suggested removable dentures in the treatment of denture stomatitis.

Key words: polymethylmethacrylate, polypropylene, removable dentures, denture stomatitis.