

**КЛИНИЧЕСКАЯ АПРОБАЦИЯ УСОВЕРШЕНСТВОВАННОГО
МЕТОДА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПОЛНОГО СЪЕМНОГО
ПЛАСТИНОЧНОГО ПРОТЕЗА ПРИ НЕПЕРЕНОСИМОСТИ
АКРИЛОВОЙ ПЛАСТМАССЫ**

В. А. Розуменко

Одесский национальный медицинский университет

Резюме

Приводится оригинальное решение устранения полного отсутствия зубов при непереносимости акриловых протезов. Разработан армированный полный съемный протез из полипропилена. Проведенные клинические исследования позволили доказать преимущества предложенного метода в сравнении с наиболее распространенными аналогами.

Ключевые слова: полный съемный протез, полипропилен, непереносимость акриловых пластмасс.

Summary

The work presents an original solution of the problem of total adentia in the patients with the intolerance to acrylic prostheses. The reinforced total removable denture from polypropylene was developed. Carried out clinical tests have proved the advantages of the suggested method comparing with the most common analogues.

Key words: total removable denture, polypropylene, the intolerance to acrylic plastics.

Литература

1. Лабунець В. А. Розробка наукових основ планування стоматологічної ортопедичної допомоги на сучасному етапі її

- розвитку : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра мед. наук : спец. 14.00.22 «Стоматологія» / В. А. Лабунець. — К., 2000. — 36 с.
2. Kaplan P. Flexible removable partial dentures: design and clasp concepts / P. Kaplan // Dent Today. — 2008. — Dec. — N 27 (12). — P. 120-123.
 3. Дезертинский А. Б. Термопласты. Что мы о них знаем? / А. Б. Дезертинский // Институт стоматологии. — 2007. — № 2. — С. 99-101.
 4. Warner E. Гибридный протез с эллиптической матрицей / E. Warner // Новое в стоматологии. — 2007. — № 6. — С. 118-126.
 5. Огородников М. Ю. Новые базисные материалы на основе полиуретана для съемных зубных протезов — исследование химической и биологической безопасности / М. Ю. Огородников // Институт стоматологии. — 2004. — № 1. — С. 87-90.
 6. Кедровский Г. И. Практическое руководство по изготовлению зубных протезов из термопластов / Г. И. Кедровский, Э. Я. Варес. — Запорожье, 2009. — 90 с.
 7. Патент України № 55981. Спосіб виготовлення термопластичного зубного протеза / В. А. Розуменко, В. Г. Шутурмінський. — Заявл. 30.09.10; опубл. 27.12.10; Бюл. №24.

Актуальность темы

В настоящее время отмечается тенденция к увеличению количества больных с полным отсутствием зубов и повышению уровня функциональных и эстетических требований пациентов к качеству предоставленной ортопедической помощи [1].

Это связано прежде всего с преобладанием доли старших возрастных групп в общем составе населения практически во всех странах мира.

Если ранее протезирование съемными протезами осуществлялось

исключительно благодаря акриловым зубным протезам, то во второй половине XX века внимание ученых, занимающихся проблемой совершенствования материалов для протезирования, привлекли термопласты. Термопластические полимеры и сополимеры (термопласты) имеют множество преимуществ перед обычными порошковыми и жидкими полимерными системами, применяемыми в ортопедической стоматологии [2]. Термопластические полимерные материалы стабильны и прочны, обладают высокой сопротивляемостью к скручиванию, высокой усталостной выносливостью (износоустойчивостью) и хорошей сопротивляемостью к растворению [3].

Одно из наиболее привлекательных качеств термопластических пластмасс — то, что они не содержат свободных мономеров [4].

Кроме того, термопластические материалы практически не имеют пористости, что снижает возможность проникновения в них жидкости и биологических материалов и, соответственно, появления запахов и изменения окраски, что способствует повышению их эффективности с точки зрения эксплуатационных показателей зубных протезов. Все эти факторы важны при производстве как временных, так и постоянных протезов при лечении с применением имплантатов либо в случае проведения комплексных реконструктивных мероприятий и, наконец, при изготовлении постоянных съемных протезов рта [5].

Основная область применения безакриловых протезов - частичное отсутствие зубного ряда. При протезировании пациентов при полной вторичной адентии появляется ряд проблемных моментов. А именно: изменение эластичности протеза под действием температуры полости рта и ухудшения стабилизации и фиксации протезов, особенно на верхней челюсти во время жевательной нагрузки [6].

Именно поэтому мы поставили перед собой *цель* — повышение качества протезирования полными съемными протезами за счет

уменьшения количества осложнений протезирования — протезных стоматитов.

Материалы и методы

С целью усовершенствования метода нами был предложен следующий способ изготовления полного съемного протеза [7].

После получения функционального оттиска силиконовыми материалами отливаем модель из гипса 3 класса.

Обжимаем поверхность модели бюгельным воском, используя его как прокладку, и моделируем каркас в зависимости от линий напряжений в пластиночном протезе из профильного воска. Каркас отливаем из металла (рис. 1,2). Подгоняем каркас по модели, фиксируем к модели липким воском, покрываем пластинкой базисного воска, приступаем к постановке зубов. После примерки конструкции в полости рта окончательно моделируем базис полного съемного протеза, устанавливаем литники по принципу литьевого прессования (рис. 3), гипсуем в специальную кювету (рис. 4).

После замены воска на полипропилен производим обработку протеза. Таким образом мы получили армированный полный съемный пластиночный протез из полипропилена (АПСПП), который лишен недостатков акриловых протезов, а за счет каркаса лишен недостатков полипропиленовых базисов (рис.5).

Для клинической апробации данного протеза мы провели повторное протезирование 79 пациентов с полным отсутствием зубов на одной из челюстей, имеющих токсико-аллергический протезный стоматит в анамнезе. Для объективизации результатов исследования отбирали пациентов с хорошими анатомо-функциональными условиями (Шредер 1, Келлер 1, Суппли 1 или 2).

Больных разделили на 3 группы в зависимости от способа изготовления полного съемного протеза:

1 группа — изготавливали акриловый полный съемный протез из бесцветной пластмассы;

2 группа — изготавливали полный съемный протез с металлическим базисом;

3 группа — больных протезировали по разработанной нами методике.

Для оценки эффективности методики протезирования провели изучение изменения рН ротовой жидкости, степень миграции лейкоцитов, скорость слущивания эпителия слизистой протезного поля, определение стойкости капилляров.

Анализ и результаты исследования

Данные табл. 1 свидетельствуют, что под влиянием нахождения в полости рта акриловых съемных протезов (1 группа) рН слюны в первую неделю пользования существенно повышается, а через 3 мес. возвращается к исходному уровню.

Однако со временем, в отдаленные сроки наблюдений снова регистрируется повышение уровня рН, что, по нашему мнению, связано с определенным «привыканием» к мономеру механизмов стойкости гомеостаза на протяжении первых месяцев после протезирования, а также формированием очага хронического воспаления — в более отдаленные сроки.

В других группах наблюдалось незначительное отклонение рН в сроки до 1 мес., которое полностью восстанавливалось в более отдаленные сроки наблюдений.

Что касается степени миграции лейкоцитов в ротовой полости (табл. 2), то этот показатель является одним из наиболее информативных для оценки качества протезирования съемными протезами с учетом их влияния на твердые и мягкие ткани протезного ложа.

При исследовании у пациентов 1 группы (акриловые протезы) показатель миграции лейкоцитов был изначально высоким. Так, через 1 мес. повышение составило 41,7 % от начального уровня, а снижение через 1 год — не более 5,5 %.

Безакриловые протезы продемонстрировали значительно более благоприятное воздействие на слизистую оболочку подпротезного пространства, чем у акриловых протезов.

Следует отметить, что во второй группе исследований при длительном ношении возникают процессы, приводящие к увеличению миграции лейкоцитов на 21,5 и 14,8 % соответственно, что свидетельствует о скрытом вредном воздействии протезов, которые стимулируют воспалительные процессы в слизистой оболочке протезного ложа, вызванные хронической травмой, в первые сроки наблюдений, и вызывают хроническое воспаление через 6 мес. и 1 год пользования ими.

Указанные результаты, подтвержденные исследованиями миграции эпителиальных клеток, представлены в табл.3.

Стойкость капилляров исследовали с помощью электронно-вакуумного аппарата на верхней и нижней челюстях до начала протезирования и после фиксации зубных протезов через 1 нед., 1 мес., 1 год.

Результаты определения стойкости капилляров представлены в табл. 4.

Из представленных в таблице данных видно, что до фиксации зубных протезов среднее значение стойкости капилляров отмечено на уровне 55 с.

Через 7 дней показатели воспаления в слизистой оболочке полости рта были такими: 1 группа — $31,20 \pm 0,76$ с., 2 группа — $26,40 \pm 0,50$ с., 3 группа — $23,90 \pm 0,77$ с.

Как видно, существенным образом отличались показатели 1 группы, что может быть связано с хроническими токсико-аллергическими и воспалительными процессами, которые протекают в слизистой оболочке пациентов, запротезированных акриловыми протезами.

Через 6 мес. и 1 год цифровые показатели стойкости капилляров слизистой оболочки в 3 группе выравнивались, хотя и имели тенденцию к повышению: $58,30 \pm 0,39$ и $56,40 \pm 0,50$ с. соответственно.

Цифровые показатели стойкости капилляров у больных 1 группы на протяжении года имели самую незначительную тенденцию к снижению: $42,30 \pm 0,97$; $(40,00 \pm 0,81$ с. соответственно, что указывало на глубокое нарушение сосудистого русла протезного ложа.

Исследуя стойкость капилляров во 2 группе, мы получили показатели, которые свидетельствовали о повышении цифровых показателей в срок: 1 мес. и 1 год, хотя к норме показатели не возвратились: $44,30 \pm 0,31$; $53,00 \pm 1,35$ с. соответственно.

Результаты проведенных исследований показывают, что стойкость капилляров слизистой оболочки при пользовании разными съемными пластиночными протезами не одинакова. Однако механическая травма базисом протеза у всех видов протезов приводит к существенному нарушению стойкости сосудистого русла — от 51,0 % до 62,1 % снижения от исходного показателя.

Так, акриловые протезы вызывают стойкое нарушение прочности сосудистого русла, а протезы, изготовленные по усовершенствованной нами технологии, показывают оптимальное восстановление стойкости капилляров до показателя $52,470 \pm 1,01$ с.

Вывод

Проведенная клиническая апробация является достаточно показательной в патогенезе развития протезных стоматитов. Механическая трама присуща всем протезам в той или иной мере. Однако адаптация

тканей полости рта и коррекция протезов нивелируют первичную травму жестким базисом протеза. Но съемный протез нарушает капиллярную сеть подслизистого слоя протезного ложа, что приводит к местным трофическим нарушениям и вызывает таким образом хронический стоматит.

Исследования, проведенные нами, показали, что протезы, изготовленные по разработанной нами методике, за счет оптимальной эластичности и отсутствия слоистого края максимально сохраняют сосудистую сеть слизистой оболочки полости рта и, соответственно, уменьшают количество развития травматических протезных стоматитов.



Рис. 1. Металлический каркас под полный верхний съемный протез



Рис. 2. Металлический каркас под полный нижний съемный протез

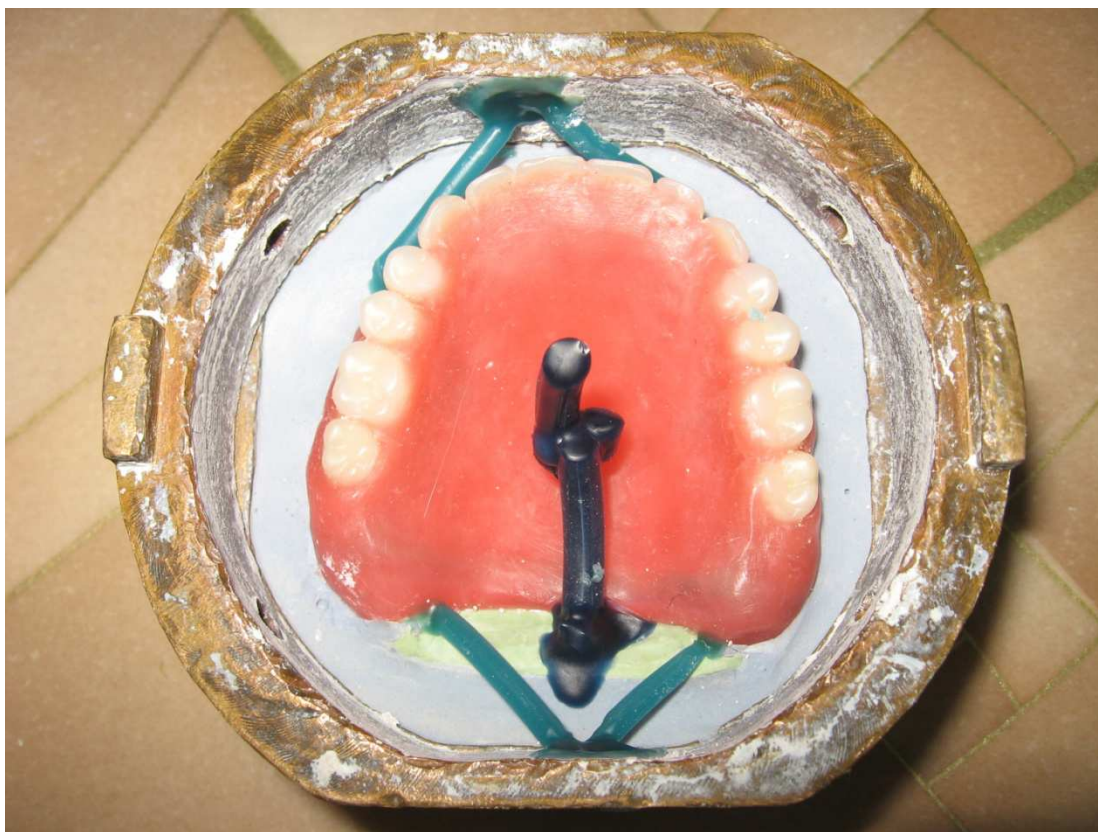


Рис. 3. Установка литников для литьевого прессования полипропилена



Рис. 4. Специальная кювета в процессе гипсовки комбинированного полного съемного протеза



Рис. 5. Готовый комбинированный армированный полный съемный протез

Таблица 1

Динамика изменения pH смешанной слюны у пациентов, запротезированных различными видами полных съемных протезов, $M \pm m$

Время исследования	Группы исследования		
	1-я	2-я	3-я
До протезирования	6,77±0,01		
Через 7 сут.	7,10±0,04	6,89±0,07	6,88±0,02
p	<0,01	>0,05	<0,01
Через 14 сут.	6,95±0,05	6,82±0,08	6,79±0,04
p	<0,01	>0,05	>0,05
Через 1 мес.	6,84±0,05	6,79±0,04	6,75±0,03
p	>0,05	>0,05	>0,05

Через 3 мес.	6,81±0,07	6,78±0,05	6,74±0,03
p	>0,05	>0,05	>0,05
Через 6 мес.	6,99±0,07	6,74±0,06	6,79±0,04
p	<0,05	>0,05	>0,05
Через 1 год	7,08±0,07	6,79±0,06	6,71±0,04
p	<0,01	>0,05	>0,05

p — достоверность по отношению к показателям до протезирования.

Таблица 2

Динамика изменения миграции лейкоцитов в ротовой полости у протезоносителей полных съемных пластиночных протезов, М ± m, тыс. клеток

Группы	Сроки наблюдения				
	до протезирования	30 сут.	2 мес.	6 мес.	1 год
Первая	312,7± 9,7	441,2± 34,7	414,5±34,1	555,2±44,4	418,5±39,7
p	—	<0,05	<0,05	<0,01	<0,05
Вторая	295,8±31,0	368,2±35,6	399,5±29,7	499,2±28,2	375,7±32,4
p	—	> 0,05	<0,05	<0,05	>0,05
Третья	295,6±28,4	237,5± 22,6	267,4±31,0	358,0±47,1	301,2±20,1
p	—	>0,05	>0,05	>0,05	>0,05

p — достоверность по отношению к показателям до протезирования.

Таблица 3

**Динамика изменения миграции эпителиальных клеток
в ротовой полости у протезоносителей частичных
пластинчатых протезов, $M \pm m$, тыс. клеток**

Группы	Сроки наблюдения				
	до протезирования	30 сут.	2 мес.	6 мес.	1 год
Первая	294,9±25,8	291,5±23,7	285,6±24,8	301,5±23,5	299,9±21,9
p	>0,05	>0,05	>0,05	>0,05	>0,05
Вторая	371,7±31,4	368,2±35,6	399,5±29,7	455,5±55,8	375,7±32,4
p	>0,05	>0,05	>0,05	<0,05	>0,05
Третья	295,6±28,4	237,5±22,6	267,4±31,0	299,8±30,0	324,5±58,8
p	>0,05	>0,05	>0,05	>0,05	>0,05

p — достоверность по отношению к показателям до протезирования.

Таблица 4

**Определение стойкости капилляров у протезоносителей полных
съемных пластиночных протезов, $M \pm m$, с**

Группы	Сроки наблюдений			
	до протезирования	7 дней	1 мес.	1 год
Первая	56,50±0,01	31,20 ± 0,76	42,30 ± 0,97	42,80±0,74
p	—	<0,01	<0,01	<0,01
Вторая	57,50±0,03	26,40±0,50	44,30±0,31	53,00±1,35
p	—	<0,01	<0,01	<0,05
Третья	53,50±0,01	23,90±0,77	58,30±0,39	56,40±0,50
p	—	<0,01	<0,01	<0,01

p — достоверность по отношению к показателям до протезирования.