

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования «Воронежский государственный медицинский университет  
им. Н.Н. Бурденко» Министерства здравоохранения Российской Федерации

**На правах рукописи**

**Оганян Анна Седраковна**

**РАЗРАБОТКА И КОМПЛЕКСНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ  
МОДИФИЦИРОВАННОГО КРИСТАЛЛИЧЕСКОГО ГИПСА 3 КЛАССА  
ДЛЯ СЪЁМНОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ  
СТОМАТОЛОГИИ**

14.01.14-стоматология

**ДИССЕРТАЦИЯ**

на соискание учёной степени  
кандидата медицинских наук

**Научный руководитель:**

доктор медицинских наук

**Подопригора Анна Владимировна**

Воронеж 2016

## **ОГЛАВЛЕНИЕ**

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. АНАЛИЗ ЛИТЕРАТУРЫ	11
1.1. Применение гипса для изготовления зубных протезов	11
1.1.1. Гипс – характеристика и классификация	11
1.1.2. Свойства гипса и способы их измерения	14
1.2. Оптимизация взаимоотношения базисов съёмных протезов и тканей протезного ложа	21
1.2.1. Анализ воздействия базисов съёмных протезов на слизистую оболочку полости рта	21
1.2.2. Способы оптимизации взаимоотношений тканей протезного ложа и базисов съёмных протезов	24
1.3. Применение поликарбосилатных добавок для улучшения свойств гипса	28
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	32
2.1. Характеристика исследуемых материалов	33
2.2. Методы исследования физико-механических свойств модифицированного кристаллического гипса третьего класса	34
2.2.1. Методы исследования времени схватывания и затвердения гипсовых образцов	34
2.2.2. Методы исследование прочности при сжатии	35
2.2.3. Методы исследование линейного расширения при твердении	37
2.2.4. Методы исследование текучести материалов во время заливки	38
2.2.5. Методы исследование способности к воспроизведению деталей	39
2.2.6. Методы исследование адгезии акриловых полимеров к	

модифицированным гипсовым образцам	42
2.3. Клинические методы исследования результатов использования модифицированного кристаллического гипса третьего класса	44
2.3.1 Характеристика групп исследуемых пациентов	44
2.3.2 Методика изготовления съемных пластиночных протезов полного зубного ряда из акрилового полимера с применением гипса 3 класса, модифицированного гиперпластификатором	45
2.3.3 Методика визуального выявления зон перегрузки и воспаления под базисами съемных протезов	47
2.3.4 Методика определения степени атрофии альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей под базисами съемных пластиночных протезов	50
2.3.5. Методика исследования результатов ортопедического лечения	52
2.4. Статистический анализ данных экспериментальных исследований	56
<b>ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ</b>	<b>59</b>
3.1 Результаты исследования физико-механических свойств исследуемых материалов	59
3.1.1. Анализ результатов исследования времени схватывания и затвердения гипсовых образцов	59
3.1.2. Анализ результатов исследования прочности гипсовых образцов при сжатии	61
3.1.3. Анализ результатов исследования линейного расширения при твердении	62
3.1.4. Анализ результатов исследования текучести материалов во время	

заливки	64
3.1.5. Анализ результатов исследования способности к воспроизведению деталей	66
3.1.6. Анализ результатов исследования адгезии базисных полимеров к гипсу	67
3.2. Анализ результатов клинических исследований	69
3.2.1. Оценка результатов визуального выявления зон перегрузки и воспаления под базисами съемных протезов	69
3.2.2. Анализ результатов исследования атрофии альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей под базисами съемных пластиночных протезов	71
3.2.3. Анализ результатов ортопедического лечения	73
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	84
ВЫВОДЫ	92
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	93
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	94
ПРИЛОЖЕНИЯ	111

## **ВВЕДЕНИЕ**

### **АКТУАЛЬНОСТЬ**

Повышение уровня медицины за последние десятилетия увеличило показатель продолжительности жизни, что в свою очередь способствовало увеличению процента пожилых людей среди населения. Это, несомненно, отразилось на росте числа пациентов, пользующихся съёмными зубными протезами [8,14]. Тем не менее, по данным многих авторов, остаётся достаточно большой процент (около 25%) пациентов, отказывающихся от использования данного вида протезами по различным причинам: плохая фиксация и стабилизация, развитие заболеваний слизистой оболочки под базисами протезов [14,19]. Кроме того, развитие атрофических процессов изменяет рельеф тканей протезного ложа и ведёт к несоответствию с профилем базиса протеза, что в свою очередь вновь ускоряет процессы атрофии из-за неравномерного распределения жевательной нагрузки [27,55,117].

Устранение недостатков съёмного протезирования осуществлялось различными путями. Было разработано множество базисных полимеров, отличающихся прочностью, малой усадкой, малым количеством остаточного мономера и др., а также технологии полимеризации [49,88,102,95,109]. Некоторые учёные для достижения оптимальной функциональной эффективности зубных протезов, предлагали использование различного рода клеевых композиций [76,111]. Так же совершенствовались и уточнялись клинические и технологические этапы, разрабатывались вспомогательные материалы [90,100]. Тем самым, на современном этапе развития ортопедической стоматологии большинство исследований и разработок в области съёмного протезирования направлено на увеличение точности и биосовместимости изготавливаемых конструкций, при этом для отдельных проблем решение в полной мере до сих пор не найдено. Одной из таких проблем является

разработка и совершенствование паковочных материалов. Стоит отметить, что достаточный выбор конструкционных материалов для съёмных протезов и технологий их изготовления требует наличия вспомогательных паковочных материалов с определёнными свойствами, что является актуальным вопросом и имеет большое значение для практического здравоохранения.

### **ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ**

Повышение эффективности лечения пациентов съёмными пластиночными протезами с применением модифицированного кристаллического гипса в качестве паковочного материала.

### **ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ**

1. Разработать рецептуру на основе гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбосилатной основе.
2. Провести сравнительную оценку физико-механических свойств модифицированного гипса стоматологического третьего класса.
3. Обосновать целесообразность применения гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором, для изготовления съёмных пластиночных протезов.
4. Изучить и дать сравнительный анализ динамике влияния базисов съёмных пластиночных протезов на ткани протезного ложа, изготовленных с применением гипса стоматологического третьего класса и гипса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбосилатной основе.

## **НАУЧНАЯ НОВИЗНА ИССЛЕДОВАНИЯ**

На основании данных исследований физико-механических свойств разработана рецептура гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе.

Проведён анализ динамики воспалительных и атрофических процессов под базами съёмных пластиночных протезов, изготовленных с применением гипса стоматологического третьего класса и гипса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе.

Доказана эффективность использования гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, для изготовления съёмных пластиночных протезов.

Обоснована технология изготовления съёмных пластиночных протезов с применением гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе.

## **ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ РАБОТЫ**

Результаты исследования вносят дополнения в существующие концепции использования вспомогательных материалов при изготовлении съёмных пластиночных протезов и определяет целесообразность модификаций и поиска оптимальных рецептур паковочных материалов.

## **ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ РАБОТЫ**

На основании результатов исследования физико-механических свойств разработана рецептура гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором.

Гипс стоматологический третьего класса, модифицированный гиперпластификатором, отличается повышенной прочностью, текучестью,

меньшим содержанием воды, меньшей адгезией к базисным полимерам горячей полимеризации, что позволяет изготавливать более точные съёмные пластиночные протезы.

Изучены результаты клинических исследований применения съёмных пластиночных протезов, изготовленных с использованием гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором.

### **ОСНОВНЫЕ ПОЛОЖЕНИЯ, ВЫНОСИМЫЕ НА ЗАЩИТУ**

1. Целесообразна модификация гипса стоматологического 3 класса для изготовления съёмных пластиночных протезов для изменения его физико-механических характеристик.

2. Применение гиперпластификатора на поликарбосилатной основе позволяет улучшить качественные характеристики гипса стоматологического 3 класса.

3. Экспериментальное обоснование применения гипса стоматологического 3 класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбосилатной основе для различных методик изготовления съёмных пластиночных протезов.

4. Повышение эффективности лечения съёмными пластиночными протезами при использовании гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором, обусловлено улучшением его физико-механических свойств.

### **ВНЕДРЕНИЕ В ПРАКТИКУ**

Результаты работы внедрены в практику стоматологической поликлинику ВГМУ им.Н.Н.Бурденко.

## **ЛИЧНЫЙ ВКЛАД АВТОРА В ИССЛЕДОВАНИЕ**

Самостоятельно провел подробный анализ 145 литературных источников, включающих 110 отечественных и 35 зарубежных авторов.

Лично изготовил съемные пластиночные протезы полного зубного ряда для экспериментальных исследований. Принял активное участие в подготовке и проведении анализа динамики воспалительных и атрофических процессов, разработке рецептуры гипса стоматологического третьего класса, доказал эффективность использования гипса стоматологического третьего класса, предложил технологию изготовления съемных пластиночных протезов полного зубного ряда.

Автором лично проведена клиническая часть работы по обследованию и лечению тематических пациентов, их систематизации по группам, социологической и клинической оценке результатов лечения. Провел статистическую и аналитическую обработку полученных данных.

## **АПРОБАЦИЯ РАБОТЫ**

Основные результаты исследований доложены на научно-практических конференциях «Стоматология: цифровые системы» (Воронеж, ноябрь 2014 г.), «Актуальные проблемы стоматологических заболеваний и пути их решения» (Воронеж, декабрь 2014 г.), «Международная научно-практическая конференция – Стоматология славянских государств» (Белгород, 2015 г.), на межкафедральном заседании (Воронеж, ноябрь 2016 г.).

## **ПУБЛИКАЦИИ**

По теме диссертации опубликовано 8 печатных работ (в том числе 4 работы в изданиях, рекомендованных ВАК РФ).

## **ОБЪЁМ И СТРУКТУРА ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ**

Диссертация объемом 111 страниц компьютерного текста состоит из: введения, обзора литературы, глав, посвященных описанию материалов и методов исследования, результатов собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы, включающего 110 отечественных и 35 зарубежных источников, 18 таблиц и 27 рисунков.

## **ГЛАВА 1. АНАЛИЗ ЛИТЕРАТУРЫ**

### **1.1 Применение гипса для изготовления зубных протезов**

#### **1.1.1 Гипс – характеристика и классификация**

Химически гипс представляет собой дигидрат сульфата кальция. Это вещество достаточно широко распространено в природе и встречается в глинах, почвах, песках и в виде желваков и стяжений, его чечевицеобразные кристаллики нередко собраны в сростки, похожие на цветок, из которых образовывались целые пласты залежей минерала на дне древних морей [17,30,72,83].

Общеизвестно применение гипса в строительной и керамической промышленности, в качестве перевязочного материала и материала для снятия посмертных масок. Гипс используется также в строительных формах корпусов, в шахматных фигурах, в школьном меле или в ножках светильников. Более того, гипс содержится как наполнитель в томатном кетчупе, в пиве или хлебе, а также в медикаментах. В настоящее время гипс стал материалом высоких технологий [11,13,83].

В 1756 году придворный зубной врач Фридриха Великого первым подробно описал применение гипса для зубоврачебных целей, с этого момента и по сегодняшний день гипс остается важнейшим материалом в стоматологическом протезировании [52].

Со временем были разработаны технологии получения синтетического гипса из продуктов молочной или лимонной кислоты, поскольку содержание примесей в природном сырье негативно сказывалось на свойствах конечного продукта. После нагревания из дигидрата сульфата кальция образуется полугидрат сульфата кальция, который измельчают в специальных мельницах и путём просеивания через сита с известным размером отверстия, получают порошок, который и применяют в стоматологии [52,114,126]. Получение

материалов с разными свойствами достигается различными методами нагрева исходного сырья.

При смешивании с водой порошок полугидрата сульфата кальция приобретает сметанообразную консистенцию, после чего проходит экзотермическая реакция кристаллизации. При этом сразу же после соединения порошка и воды отмечается загустевание полученной массы [44]. Процесс схватывания гипса протекает очень быстро. В начальной стадии, при получении консистенции сметаны, гипсовая смесь хорошо заполняет различные формы и чётко повторяет их рельеф. Но при дальнейшем уплотнении резко меняются свойства текучести и пластичности, что уже не позволяет проводить формовку. Стоит отметить, что период, в который гипсовая масса остаётся пластичной, достаточно скоротечен [53].

Полуводный гипс может иметь 2 модификации:  $\alpha$ - и  $\beta$ -полугидраты. Первый обладает более высокими прочностными характеристиками, его получают при обжиге сырья под давлением.  $\beta$ -гипсы получают при термическом воздействии под атмосферным давлением, что ухудшает ориентацию кристаллов, увеличивает количество воды и снижает физико-механические показатели [11].

Выделяют три основных вида гипса: гипс, модельный гипс и супергипс. По химическому составу все виды состоят из кристаллов полугидрата сульфата кальция. Отличие состоит в том, что эти кристаллы не схожи в геометрии и эффективности уплотнения. Для обычного гипса они имеют неправильную форму, пористые и плохо уплотняются. Тем самым этот вид гипса при замешивании требует большего количества воды, что несомненно сказывается на свойствах кристаллизованной формы [17]. Получают кристаллы данного вида гипса путем нагревания сырья при  $115^{\circ}\text{C}$  на воздухе. Для модельного гипса кристаллы создаются за счет нагревания до  $125^{\circ}\text{C}$  под давлением пара в автоклаве. При этом получается такая стандартная форма, которая позволяет

кристаллам лучше уплотняться, что в итоге требует меньше воды при замешивании и улучшает физико-механические свойства. Наиболее однородны кристаллы супергипса, их получают путем кипячения при 100° С в растворе хлорида кальция и хлорида магния. В результате наиболее упорядоченного уплотнения они требуют наименьшее количество воды при замешивании и, соответственно, обладают наилучшими показателями физико-механических свойств [10,12,13,]. Использование классификации Американской Стоматологической Ассоциации (ADA) для гипса по его свойствам и применению в стоматологии является общепризнанным стандартом (табл. 1) [44,53,116].

Существует 5 классов стоматологического гипса в зависимости от назначения и предела прочности при сжатии [17,116]:

Класс 1 - гипсы для оттисков;

Класс 2 - гипсы медицинские;

Класс 3 - гипсы высокопрочные для моделей

Класс 4 - гипсы сверхпрочные для моделей и штампов с низким показателем расширения

Класс 5 - гипсы сверхпрочные для моделей и штампов с высоким показателем, расширения.

Таблица 1

Физико-механические свойства гипсов в зависимости от класса.

Тип гипса	Условия согласно ГОСТ Р 51887-2002(ИСО 6873-98)				Линейное расширение при затвердении через 120 минут, (%)	Время схватывания и затвердения, (мин)		Предел прочности при сжатии через 60 мин, (Мпа)	
	Количество H <sub>2</sub> O, (мл)	Количество гипса, (г)	Температура	Относительная влажность					
1	-	100	23±2	50±10	0,15	2,5	5,0	4,0	8,0
2	60	100	23±2	50±10	0,3	3,0	30,0	6,0	-
3	-	100	23±2	50±10	0,2	3,0	30,0	20,0	-
4	-	100	23±2	50±10	0,15	3,0	30,0	35,0	-
5	-	100	23±2	50±10	0,3	2,5	5,0	4,0	8,0

Данная классификация соответствует стандарту ISO и ГОСТ по гипсу. Эти стандарты устанавливают допустимые границы свойств гипсов различных классов [5].

### 1.1.2 Свойства гипса и способы их изменения

Прочностные, физико-механические, химические и другие характеристики всех видов гипсов давно и хорошо изучены [115]. Удельный вес медицинского гипса составляет 2,67-2,68 г/куб.см. Предел прочности равен 35-200 кг/кв.см. Кристаллизация материала начинается через 4- 5 минут и заканчивается через 6 - 30 минут. Через сутки после кристаллизации прочность гипса на растяжение составляет 3-7 кг/кв.см., а через 7 суток - 8,7 -14,2 кг/кв.см. [6].

Одной из наиболее важных характеристик гипса является его прочность при сжатии. Известно, что она определяется плотностью расположения кристаллов двугидрата. Данные электронной микроскопии доказывают, что твёрдые и сверхтвёрдые гипсы (4 и 5 классы) имеют более однородную

структуру, чем гипсы 1, 2 и 3 классов, а, следовательно, и более высокие прочностные показатели [44,53].

Другой важной прочностной характеристикой гипсов является способность сопротивляться боковым нагрузкам, т.е. прочность на излом. Результаты исследований различных авторов показывают, что гипсы 5 класса обладают наибольшей прочностью, а выдерживание их образцов в пределах от 12 до 24 часов значительно повышает данный показатель [11,12,13].

Поскольку прочностные характеристики гипса очень важны для качественного изготовления моделей челюстей, многие исследователи искали пути улучшения данных показателей. В результате можно выделить три основные группы мероприятий, направленных на придание гипсовым моделям большей прочности [44,53]. Одним из направлений является получение растворов эпоксидной смолы и ацетона (соотношение 1:3) для пропитывания им гипсовых моделей с последующим высушиванием при температуре от 60° до 80°С в течение 1-2 часов; применение однопроцентного раствора охлажденного тетраборнокислого натрия; использование вибростоликов и вакуумных смесителей для замешивания гипсового теста и заполнения формы; взятие большего количества гипса по отношению к водному раствору [117]. Например, фирма Sbite представила на рынок жидкости, которые способствуют изменению гипса IV класса, влияя на его свойства таким образом, что его можно было сопоставить с гипсом, усиленным пластмассой, или в материал схожий с эпоксидной пластмассой [44,53]. Жидкость GypsumHardener фирмы WhipMix, используют вместо воды при замешивании гипсового теста. Она содержит 10-20% аморфной коллоидной окиси кремния. По инструкции производителя данная добавка совместима с различными классами гипсов. Исключением являются материалы, содержащие пластмассу (ResinRock). При использовании данной жидкости увеличивается текучесть материала, снижается вероятность отлома

кромок и возрастают прочностные показатели. Некоторые производители создали специальные жидкости, призванные улучшить физико-механические показатели гипса путём заполнения пространств и пустот между кристаллами [128]. Они наносятся непосредственно на участок модели кисточкой. Проводились исследования (Harris и соавт.) прочности поверхности гипсовых моделей: при этом одни образцы покрывались упрочнителями, а другие – нет. По результатам исследования авторы пришли к выводу, что применяемые материалы ненамного увеличивали, а иногда даже снижали поверхностную прочность гипсов [114].

Другим направлением увеличение прочностных показателей гипсовых моделей является уменьшение в них влаги путём высушивания. Простое выдерживание в течение суток или двое на воздухе позволило увеличить прочность поверхностного слоя в 1,6 раза [120,123]. Такого же эффекта можно добиться при высушивании моделей при температуре 70-80°C в течение 8 часов в сушильном шкафу [12,17]. При установленных параметрах мощности 250 - 350 Вт и времени экспозиции 5 - 10 мин. прочностные показатели увеличивались на 30-35%. При дальнейших экспериментах было выяснено, что размерная точность и вес цилиндрических гипсовых штампиков остаётся неизменной после сушки в микроволновой печи при 490 W в течение 60 секунд и после сушки на воздухе при комнатной температуре в течение 24 часов. И лишь при использовании микроволновой печи на параметрах 700 W и экспозиции образцов 40 секунд отмечались значительные изменения размеров гипсового штампика [135,138]. Исследователи рекомендовали использовать для сушки моделей микроволновую печь при 490 W в течение 40 секунд. Изучение прочности при сжатии гипса Moldano (III класс), Glastone (IV класс) и паковочной массы Multi-vest при высушивании образцов на воздухе и в микроволновой печи (при 550W – 5 минут и 1450W – 15 минут) показало, что последний параметр негативно сказывался на

прочности [130,139]. Провели изучение прочности на разрыв 5 марок гипса IV класса (Moldano, Amberok, Herastone, Shera-Sockel и Fujirock) [44,145]. При этом для сушки образцов использовалась микроволновая печь с параметрами 600 W и временем экспозиции - 10 минут. Результаты исследования показали, что образцы, высушенные на воздухе, значительно уступали по прочности образцам, высушенным в микроволновой печи (2,53 МПа и 2,99 МПа соответственно). Это соотношение сохранялось для всех исследуемых материалов.

Третье направление по увеличению прочности гипсовых моделей связано с использованием некоторых специальных сортов гипса (например, супергипс, мраморный, искусственные и др), а также уменьшение количества влаги при помощи центрифугирования готовых моделей. Эти способы, несомненно, приводят к повышению прочностных показателей. Тем не менее, могут ухудшаться другие важные показатели – а именно, поверхность модели, она становится более пористой, шероховатой, в результате возрастает адгезия базисных полимеров к гипсу при изготовлении съёмных протезов, а это в свою очередь снижает эффективность протезирования, уменьшая конгруэнтность между поверхностью протеза и слизистой оболочкой протезного ложа. [16,18,44,56].

Способность гипса воспроизводить мельчайшие детали поверхности служит одной из основных характеристик данного материала для использования его на этапах изготовления зубных протезов [119,120]. При исследовании этого свойства гипса было установлено, что наименьшие детали, которые он способен воспроизводить имеют размер 20 микрон. Это свойство связано с размером его кристаллов – от 15 до 25 микрон [13,44].

Кристаллизация гипса сопровождается увеличением его объемных размеров, однако при этом молярный объем наоборот уменьшается, примерно на 7,1%. Возникающее расширение гипса связано с тем, что при твердении его

кристаллы, имеющие игольчатую форму, оказывают давление друг на друга, при этом между ними образуются пустоты, что приводит к образованию пор [44,53].

По стандартам Американской Стоматологической Ассоциации, степень расширения того или иного гипса должна измеряться спустя 2 часа после его замешивания. Данный показатель выражается в процентах [116]. Из гипсов, обладающих наименьшим расширением стоит выделить артикуляционный. Его расширение определяется как 0,02% и считается наименее возможным. Данный гипс относится к третьему классу и предназначен для фиксации моделей в артикулятор. При прочности в 20 МПА он отлично справляется с поставленной задачей и позволяет снизить вероятность окклюзионных ошибок до минимума, поскольку, из-за минимального расширения, не искажает положение моделей в межрамном пространстве артикулятора. Некоторые исследователи [119,127] указывают на то, что, несмотря на хрупкость данного гипса и невозможность изготовления из него разборных моделей, он показал наилучшую точность при изготовлении неразборных моделей с аналогами имплантатов. Другая группа исследователей [110] опубликовала данные о расширении гипса при его измерении в трех взаимно перпендикулярных направлениях в силиконовом оттиске [70]. При этом было отмечено, что более равномерным по отношению ко всем осям расширение наблюдалось при закрытой ложке. При открытой же ложке, вертикальное и горизонтальное направление расширения значительным образом отличались. Исследование расширения различных марок гипса с помощью электронного микрометра и компьютерной обработки данных провели HeshmatiReza и соавт. [121]. В качестве опытных образцов использовались гипсы пятого класса (Vel-Mix, Die-Keen, JadeStone) и четвертого класса (FujiRock, SilkyRock, ResinRock). По результатам исследования было определено, что почти все образцы продолжают расширяться по истечении 2 часов времени от 22% до 71% по отношению к двухчасовому расширению. Наименьший показатель

показал гипс Die-Keen. В большинстве случаев расширение завершилось спустя 96 часов после замешивания гипса [131].

Стоит отметить, что многие факторы могут повлиять на физико-механические свойства гипса. Такой показатель как температура воздействует на растворимость гипса в воде. Например, при 37°C этот показатель достигает наилучших значений, а, следовательно, и схватывание гипса происходит быстрее. При 50°C и выше скорость схватывания снижается, а при значении температурного показателя в 100°C схватывание не происходит. Поскольку реакция кристаллизации гипса химическая, то при наличии большей поверхности для реагирования она будет проходить быстрее. Таким образом, наиболее измельчённый гипс будет иметь большую суммарную поверхность реагирования, а, следовательно, быстрее схватываться [9,47,132].

По причине более быстрого вступления во взаимодействие с водой более энергичное замешивание гипсовой массы также приведёт к ускорению реакции кристаллизации [64,117]. Ещё одним показателем, влияющим на важнейшие физико-механические показатели гипса, является соотношение порошок-жидкость. Для того, чтобы гипс схватился достаточно добавить 16-17% воды, но для того, чтобы получить гипсовую массу необходимой консистенции нужно большее количество воды. Стоит отметить, что при данных пропорциях лишь 20-30% воды химически связывается с гипсом, остальное её количество остаётся свободной и испаряется впоследствии, оставляя поры и тем самым снижая прочность затвердевшего гипса. В таблице 2 приведены оптимальные показатели соотношения гипс-вода для получения оптимальной консистенции и максимально возможных прочностных характеристик. [103,131,132].

Таблица 2

Зависимость физико-механических свойств гипса от количества порошка и воды при замешивании

Количество порошка и воды	Время замешивания мин.	Объёмное расширение %	Прочность при сжатии мН/м <sup>2</sup>
0,45 : 1	0,5	0,41	340
0,45 : 1	1,0	0,51	380
0,60: 1	1,0	0,29	260
0,60 : 1	2,0	0,41	200
0,80: 1	1,0	0,24	160

Было установлено, что повышение соотношения вода/порошок и увеличением времени смешивания снижается прочность гипса. При сохранении одинакового времени замешивания, но повышение количества воды уменьшает расширение гипса [44,53].

Существенным недостатком гипса и изготовленных из него моделей челюстей является плохая устойчивость к истиранию. Этот показатель очень важен, так как в процессе изготовления зубных протезов специалисты проводят припасовку металлических частей, выверяют окклюзионные взаимоотношения и др. Известны исследования [17,131,134], в которых анализировалась истираемость гипсов третьего, четвёртого и пятого класса, а также гипса, упрочнённого пластмассой. По опубликованным результатам можно сделать выводы, что наилучшие показатели имели образцы, упрочнённые пластмассой, а наихудшие – образцы гипса третьего класса. При этом у всех образцов устойчивость к абразии нарастало до 7 дня после кристаллизации. Похожее исследование было проведено Lindquist T.J. [126,127]. Использовались Microstone (третий класс), SilkyRock (четвёртый класс) и ResinRock – гипс четвёртого класса, упрочнённый пластмассой. Результаты оказались схожими с

предыдущим исследователем. Все образцы набирали устойчивость к истиранию до 7 дня после смешивания, а наименьший показатель оказался у гипса третьего класса. Тем не менее, исследователь не обнаружил значительных отличий по устойчивости к истиранию между гипсом четвёртого класса и образцом, упрочнённым пластмассой.

Для повышения устойчивости к истиранию используют специальные жидкости – «упрочнители» гипса. Они бывают двух видов: одни заменяют воду при отливке гипсовых моделей, другие наносят кисточкой.

## **1.2 Оптимизация взаимоотношения базисов съёмных протезов и тканей протезного ложа**

### **1.2.1 Анализ воздействия базисов съёмных протезов на слизистую оболочку полости рта**

По данным некоторых исследователей более 40% взрослого населения имеет потребность в съёмном зубном протезировании. При этом около 13% нуждаются в протезах полного зубного ряда. Поэтому повышение эффективности лечения пациентов с полным или частичным отсутствием зубов было и остаётся одной из важных задач ортопедической стоматологии. [6,8,14,24,27].

При столь высокой потребности в съёмных протезах стоит отметить, что на сегодняшний день процент пациентов, которые не пользуются изготовленными съёмными пластиночными протезами, остаётся достаточно высоким – от 20 до 26%. Основная причина этому – ощущение дискомфорта, болей, наличие воспалительных процессов слизистой оболочки под базисом протеза, что в свою очередь вызвано несоответствием рельефов протезного ложа и базиса протеза [24,38,40,47]. Указанная причина приводит так же, по мнению ряда авторов, к наличию достаточно высокого процента осложнений, поломок, починок и

переделок съёмных пластиночных протезов. Это, несомненно, влечёт за собой дополнительную потерю времени пациента, врача и зубного техника, а также экономические затраты. Причин этому много, но стоит выделить отсутствие должного внимания к состоянию тканей протезного поля, общесоматическому состоянию организма пациентов, а также качеству слепочных и паковочных материалов [19,31,36,38,66].

Более того, следует отметить, что ряд авторов подчёркивает роль вспомогательных материалов во влиянии на качество изготавливаемых зубных протезов, отводя профессионализму второстепенную позицию. А поскольку основным таковым материалом является гипс, то именно от соответствия его свойств необходимым требованиям и зависит качество ортопедических конструкций. [44,53].

На сегодняшний день полного решения проблемы равномерного распределения жевательного давления под базисом съёмных пластиночных протезов не предложено. Научно обоснован тот факт, что к атрофическим процессам и патологическим состоянием тканей протезного ложа приводит перегрузка гребня альвеолярной части нижней челюсти и альвеолярного отростка верхней челюсти ведёт [38,43,45,97]. При этом съёмные пластиночные протезы могут нарушать целостность слизистой оболочки и вызывать так называемые протезные стоматиты [57,61], что особенно проявляется при нерациональном выборе конструкции протеза, несоблюдении технологий их изготовления, неточных коррекция, а также при использовании слепочных и паковочных материалов низкого качества [44,59,91].

Комплексное изучение влияние базисов съёмных пластиночных протезов на ткани протезного ложа было проведено многими авторами [2,3,6,15,20,27,30,36,40,46,67,88,102]. При этом были установлены основные факторы, являющиеся причинами такого неблагоприятного воздействия. К

таким можно отнести, как уже отмечалось, механическое раздражение слизистой оболочки, вызываемое несоответствием рельефов базиса протеза и тканей протезного ложа, нарушение в слизистой оболочке процессов терморегуляции, а также раздражители химического и токсикологического характера, такие как, например, остаточный мономер и красители.

Тем не менее, основным считается механический фактор [114,118]. Давление, которое базис оказывает как на поверхностные, так и на глубокие слои тканей называют вертикальным, а то воздействие, которое воспринимает слизистая протезного ложа при скольжении базиса во время функциональных движений – горизонтальным. [44,53]. При этом, как отмечают многие авторы, при скольжении базиса в большей мере страдает эпителий и собственный слой слизистой оболочки, а при вертикальном давлении – элементы периферической нервной системы и сосудистой сети [31]. Отмечается, что уже через 15 минут при давлении в 20 г/мм<sup>2</sup> происходит деформация слизистой оболочки, наблюдаются набухание клеток, их ядер вследствие внутри- и межклеточного отёка с последующей гибелью и разрушением [41,62]. При устранении травмирующего фактора начинаются процессы регенерации и восстановления. Однако, при наличии хронического воспаления (например, хроническая травма базисом протеза) изменения в слизистой оболочке становятся необратимыми [39,61].

Воздействие базиса съёмного протеза на слизистую оболочку может проявляться в виде аллергических реакций. Для их устранения предложены различные методы: от погружения протезов в концентрированный Chlorax на 5 минут перед завершающим этапом полирования, проведения их ультразвуковой обработке, а также замены розового базисного полимера на бесцветный. [14,37,53].

Считается, что скопление микрофлоры на поверхности базиса протеза является одним из факторов воспаления слизистой оболочки протезного ложа.

Основной причиной этому принято указывать плохую гигиену полости рта и ненадлежащий уход за протезом, что может быть легко устранено применением различных гигиенических средств и процедур. Тем не менее, ряд авторов указывает на решающий фактор – снижение местного и общего иммунитета, коррекция которых требует более тщательного подхода [36,107].

Вышеизложенное указывает на тот факт, что в той или иной мере основным фактором, вызывающим патологические процессы в тканях протезного ложа, является базис съёмного пластиночного протеза. А поскольку качество его изготовления напрямую зависит от применяемых вспомогательных (в большей мере паковочных) материалов, то их разработка и совершенствование является необходимостью и актуальным вопросом современной стоматологии [44].

### **1.2.2 Способы оптимизации взаимоотношений тканей протезного ложа и базисов съёмных протезов**

На сегодняшний день до конца не решён вопрос о наиболее равномерном распределении жевательного давления под базисами съёмных пластиночных протезов. Учёные из разных стран мира посвятили свои исследования изучению данной проблемы. [2,15,18,44,53,115,126,129]. Было достоверно установлено, что при пользовании данного вида протезами процессы атрофии костной ткани неизбежны. Тем не менее, рассматривая два направления резорбции, можно говорить о том, что вертикальная составляющая значительно превосходит горизонтальную. Так же результаты многочисленных исследований показали большую скорость резорбции кости на нижней челюсти, чем на верхней. А между тем сохранение рельефа тканей протезного ложа может значительно повысить как фиксацию, так и стабилизацию съёмных пластиночных протезов (в

большой мере полного зубного ряда), что, несомненно, и есть повышение эффективности лечения при данном виде протезирования [81,96,104].

Перераспределением жевательного давления можно снизить интенсивность развития атрофических процессов. Одним из путей решения данной задачи является правильный выбор и комбинация базисных полимеров с разной степенью жёсткости [18,24,30,31,36,44,61]. Тем не менее, данный способ имеет ряд недостатков, например, старение материалов в полости рта.

Как уже упоминалось выше фиксация и стабилизация является основным критерием эффективности протезирования съёмными пластиночными протезами. При этом большинство учёных определяют, что стабильность протеза при выполнении функциональных движений обеспечивается сочетанием фиксации и стабилизации. Отмечается, что решающую роль в этом играет сохранение рельефа тканей протезного ложа, здорового состояния слизистой оболочки. [18,44,45,53]. Условиями фиксации съёмных пластиночных протезов также являются адгезия и функциональная присасываемость [63,65]. Некоторые авторы применяли методику выбора различных материалов базисных полимеров, активации сил адгезии путем введения в зону раздела фаз поверхностно активных веществ, частичной или полной замены жидкости-прослойки, изменения величины и использования облегченного базиса для увеличения фиксации базиса зубного протеза к тканям протезного ложа. В том числе давались рекомендации по применению адгезивных материалов на различной основе [20,25,27,55,79,81].

Немаловажным фактором в повышении стабилизации съёмных протезов и более равномерном распределении жевательного давления является сохранение точных размеров базиса протеза после полимеризации. Так, например, в предложенном методе оформления краёв съёмного пластиночного протеза полного зубного ряда из эластической пластмассы для создания более надёжной

клапанной зоны, только применение полимеризации в сухой среде при температуре 120-130°C в суховоздушном шкафу позволило сохранить необходимую структуру и качество пластмассы [24,44,53].

Появление метода литьевого прессования позволило снизить многие недостатки полимеризации. Использование постоянного давления на пластмассу частично компенсирует усадку материала. Применение неразборной кюветы ведёт к исчезновению «грата», а, следовательно, и сохранению запланированной толщины базиса будущего протеза. Более того, применение герметичной системы литников значительно снижает количество пор и повышает прочностные характеристики базисного полимера [43].

Многие направления по снижению и оптимизации жевательного давления связаны с конструкционными особенностями базисов съёмных протезов. Так для снижения степени атрофии костной и мягких тканей протезного ложа была предложена конструкция съёмного протеза полного зубного ряда с двухслойным базисом с замкнутой компенсаторной камерой. Амортизатор из слоя эластичной пластмассы ПМ-01 различной толщины призван снизить пики жевательных нагрузок на опорные ткани протезного ложа [44].

Известен метод изготовления протезов, который дозирует давление на определённые участки протезного ложа в зависимости от податливости слизистой оболочки. При их изготовлении создаются камеры в базисе определённой глубины, призванные снизить давление на малоподатливые участки. Такая технология изготовления протезов, по мнению автора создаёт условия для более равномерного распределения жевательного давления [44,53,108].

Несмотря на стремительное развитие материаловедения до сих пор нет альтернативы полиметилметакрилату в изготовлении съёмных пластиночных протезов. Поэтому совершенствование данного класса материалов, а также

модификация и улучшение технологии изготовления ортопедических конструкций из них остаётся необходимостью ортопедической стоматологии [24,55,56,57,68,90,109].

Говоря о совершенствовании технологии изготовления стоит отметить, что применение вспомогательных материалов с улучшенными свойствами несомненно повысит качество протезов. Воздействием всевозможных факторов на наличие повышенного содержания мономера в базисных материалах, возникновение внутренних напряжений, пористости, деформаций, занимались многие учёные [50]. Установлено, к улучшению физико-механических показателей приводит использование формовочных материалов высокой прочности и низкой дисперсности, методов литьевого прессования, полимеризации под давлением и медленном охлаждении, выдерживанием протезов в воде, а также применение разделительных слоёв силиконовой природы [16,44,53,88,101,109].

Известны множество направлений, по которым проводилось совершенствование базисных полимеров: модернизация технологий переработки акриловых композиций для увеличения ударной усталостной прочности базисных материалов; сополимеризация акрилатов; использование литьевых термопластов или других материалов неакриловой природы [5,43,109].

Некоторые работы посвящены изучению механизма поломки базиса зубного протеза и разработке методов устранения выявленных причин поломок на ранних этапах [7]. Исследовались технологические и физико-химические качества эластичных базисных полимеров для изготовления двухслойных протезов. Известно исследование по улучшению прочностных свойств базисов съёмных протезов путём введения в их состав сверхпрочных арамидных волокнистых соединений [44,108]. Многими исследователями установлено, что базисный материал должен обладать низкой водопоглощаемостью при

нахождении в полости рта. Особый интерес для протезирования представляют силиконовые материалы, способные вулканизироваться непосредственно на базе протеза в условиях полости рта. Разработаны материалы для мягких подкладок холодного отверждения «SoftLiner» и др., обладающие хорошей адгезией к акрилатам [24,57,65,88].

Доказанным фактом является влияния постановки искусственных зубов на перераспределение жевательного давления [24,77]. Более того многими авторами отмечается, что при применении различных способов полимеризации имелись различные деформации окклюзионной плоскости протезов. Так выявлено, что метод литьевого прессования обладает наибольшей точностью по сравнению с другими технологиями, далее по точности следует метод горячей полимеризации, а наихудшие показатели имеет метод аутополимеризации [43]. Отмечено, что помещение протеза в воду при температуре равной 40°C на несколько часов позволяет свести к минимуму изменения окклюзионной плоскости протезов [20,24,25,27].

Вышеизложенное доказывает, что постоянно совершенствующиеся технологии всегда требуют подходящих вспомогательных материалов, наиболее важным из которых является гипс.

### **1.3 Применение поликарбоксилатных добавок для улучшения свойств гипса**

Выше были изложены различные технологии по изменению свойств гипса для получения более высококачественных моделей. Тем не менее, развитие химической промышленности создаёт все более совершенные вещества, способные изменить свойства гипса при добавлении их к порошку и проявляющие себя при затворении смеси [11,13,18].

Особую категорию повсеместно применяемых добавок составляют пластифицирующие и водоредуцирующие. Применение всех видов пластификаторов позволяет увеличить текучесть и пластичность гипсового теста при фиксированном количестве воды, либо сохранять эти показатели при снижении водогипсового отношения. Кроме этого, введение пластификаторов позволяет в некоторой степени влиять на сроки схватывания и кинетику твердения гипса, повышать прочность, истираемость и водонепроницаемость моделей за счет водоредуцирования [12,18,52,71]. Все добавки пластификаторы подразделяют согласно их эффективности. Первая группа - низкоэффективные пластификаторы. Их получают как побочный продукт производства целлюлозной промышленности, типа лигносульфоната технического. Однако, они имеют непостоянный состав и водоредуцирующая способность таких добавок не превышает 10%. Вторую группу - высокоэффективные суперпластификаторы первого поколения - относят к добавкам четвертого класса, органическим поверхностно- активным веществам гидрофилизирующего действия. Они имеют водоредуцирующую способность 15-25 %. Получают такие суперпластификаторы на основе продуктов поликонденсации сульфированного нафталина с формальдегидами и меламинсульфокислоты с формальдегидом. Основное их отличие заключается в разной степени водоредуцирования. При этом пластификаторы и суперпластификаторы имеют общий принцип действия, который заключается в придании частицам одноименного электростатического заряда, приводящего к отталкиванию частиц гипса друг от друга [18,108]. Третья группа - суперпластификаторы последнего поколения (поликарбоксилатные и акрилатные) имеют водоредуцирующий эффект 30-40%. Современные суперпластификаторы называют так же гиперпластификаторами. Термин «гиперпластификатор» уже прижился в обиходе производителей сухих смесей различного назначения, хотя официально он не признан. Ввиду сильного

различия в эффективности «старых» суперпластификаторов на основе сульфонафталинформальдегида натрия и сульфомеламинформальдегида натрия и новых пластификаторов на основе поликарбоксилатов, данный термин всё чаще появляется в научной литературе [18,108].

Применение гиперпластификаторов чрезвычайно обширно. Основное отличие от других групп добавок заключается в механизме их действия. Отталкивание частиц возникает за счет стерического эффекта, вследствие повышения локальной концентрации длинных молекул гиперпластификатора в зоне пересечения адсорбционных слоев [11,100,108].

Стоит отметить, что многие известные вышеуказанные поликарбоксилатные суперпластификаторы из-за их поверхностной активности имеют сильную тенденцию вовлекать в гипс пузырьки воздуха во время перемешивания. В результате нерегулируемое вовлечение пузырьков воздуха может приводить к снижению механической прочности моделей и повышению их пористости. Для того, чтобы преодолеть эти недостатки, с суперпластификаторами вышеуказанного строения часто добавляют пеногасители, [13] но поскольку эти вещества нерастворимы в воде, то они имеют тенденцию выделяться из раствора полимера, а, следовательно, их эффективность снижается при хранении. Тем не менее, существуют способы получения поликарбоксилатных слабопнящихся суперпластификаторов, относящиеся к полимерам, в которых пеногаситель связан с цепью полимера. Таким образом, пеногаситель стабилизируется в растворе полимера и пеногасящая способность поддерживается в течение длительного времени [52, 100,108].

Таким образом, применение современных пластифицирующих и водоредуцирующих добавок при изготовлении гипса, как третьего, так и четвертого класса, может позволить изменить их физико-механические свойства

для получения точных и высококачественных моделей челюстей при изготовлении зубных протезов и тем самым повысить эффективность протезирования.

## ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 2.1 Характеристики исследуемых материалов

Одним из факторов, при котором возможно качественное изготовление и правильное функционирование съёмного пластиночного протеза, является точное соответствие рельефа протезного ложа рельефу внутренней поверхности базиса протеза. [2,14,15,18,45]. Для достижения такого результата, необходимо учитывать большое количество факторов, таких как строение и особенности слизистой оболочки, правильный выбор и использование оттискных материалов, сроки изготовления моделей, выбор и технология замешивания гипса, паковочных материалов полимеризация и обработка базиса и другие. При этом идеальной можно назвать технологию, при которой оттиск точно передаёт анатомические особенности протезного ложа в статике и динамике, модель с идеальной точностью воспроизводит информацию по слепку, а базис протеза после полимеризации требует минимальных вмешательств по полировке [43,44,50,53,88,95]. Рассматривая один из этих этапов, можно утверждать, что для удобства работы и точности изготавливаемых моделей достаточно стоматологического гипса третьего класса. Несмотря на это, при сохранении всех его положительных свойств, модификация данного материала позволит получить более качественные съёмные пластиночные материалы [24,57,65].

В качестве исходного материала нами был выбран гипс стоматологический третьего класса –  $\alpha$ -госк («Целит», г. Воронеж).



Рис.1 Исследуемые материалы

Для улучшения физико-механических показателей нами были выбраны пеногаситель агитан и гиперпластификатор на поликарбоксилатной основе. Первый должен снизить пористость гипса и тем самым улучшить поверхность модели, а второй – снизить водопотребление, тем самым повысить пластичность, прочность и так же улучшить поверхность изготавливаемой модели.

Модифицирующие добавки использовались в сухом виде в форме порошка. Приготовление необходимых пропорций осуществляли путём взвешивания порошка гипса (1000 г), агитана и гиперпластификатора на поликарбоксилатной основе, используя весы с точностью до 0,0001 г. После чего порошки смешивались, маркировались и расфасовывались.

## **2.2 Методы исследования физико-механических свойств модифицированного кристаллического гипса третьего класса**

### **2.2.1 Методы исследования времени схватывания и затвердевания гипсовых образцов**

Одной из первых характеристик, с которой сталкиваются врачи и зубные техники при работе с гипсами является рабочее время, то есть время от начала замешивания гипсовой смеси до момента, когда ею можно заполнить необходимые формы без потери качества приготовленной смеси. Согласно ГОСТ 31568-2012 этот параметр регламентирует испытание на время схватывания и затвердевания [28].

Для исследования были приготовлены образцы исходного гипса 3 класса –  $\alpha$ -госк («Целит», г. Воронеж) и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих добавок агитан в соотношении 3% и 5% по массе к порошку и гиперпластификатор на поликарбоксилатной основе в соотношении от 0,1% до 0,5% по массе к порошку.

При замешивании на каждые 100 грамм гипса использовалось 28мл дистиллированной воды – для исходного материала и образцов, содержащих агитан, и 20 мл дистиллированной воды – для образцов, содержащих гиперпластификатор. Образцы замешивались с применением вибростолика. После этого гипсовой массой заполняли чистую сухую форму из коррозионно-стойкого неабсорбирующего материала высотой 40мм, внутренним верхним диаметром 70мм и внутренним нижним диаметром – 60мм. Форму с гипсом помещали на основание прибора Вика. За 1,5-2 минуты до окончания предполагаемого времени твердения иглу прибора погружали в гипсовое тесто с интервалом в 15 секунд с таким расчётом, чтобы каждое последующее погружение находилось на расстоянии не менее 5мм от предыдущего. При этом иглу тщательно вытирали.

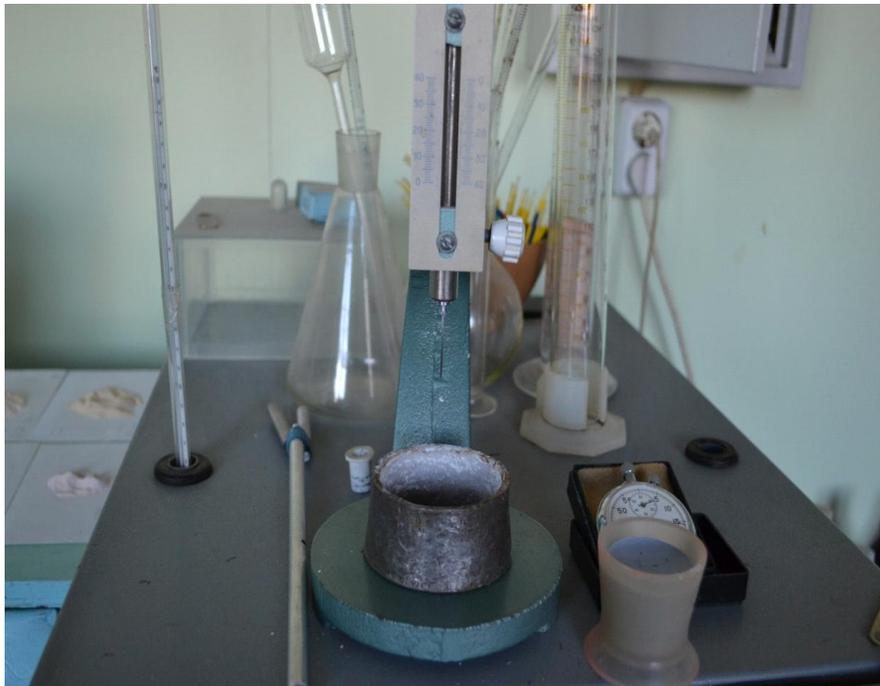


Рис. 2. Прибор Вика.

Время начала схватывания образца определялось в минутах от начала смешивания гипса с водой до момента, когда игла прибора Вика не доходит до нижней пластинки формы. Время окончания схватывания определялось в минутах от начала смешивания до момента, когда свободно опущенная игла погружалась в гипс не более 2мм.

### **2.2.2 Методы исследования прочности при сжатии**

Важной характеристикой гипса является его прочность при сжатии, поскольку на различных этапах изготовления зубных протезов он подвергается тому или иному механическому давлению, а, следовательно, должен выдерживать определённые нагрузки. Испытание прочности на сжатие проводили согласно ГОСТ 31568-2012 [28]. Были использованы образцы гипса 3 класса –  $\alpha$ -госк («Целит», г. Воронеж) – исходный материал, и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих

добавок агитан в соотношении 3% и 5% по массе к порошку и гиперпластификаторполикарбоксилатный в соотношении 0,1-0,5% по массе к порошку.

Для приготовления образцов использовали специальные пресс-формы, имеющие диаметр 20мм и высоту 40 мм. Гипс замешивали на дистиллированной воде в соотношении 28мл на 100г порошка для образцов с агитаном и 20мл – для образцов с гиперпластификатором. После ручного замешивания заполняли пресс-формы в течение 30 секунд, осторожно потряхивая их. После этого при наличии блеска на поверхности гипса стеклянными пластинами выравнивали поверхности смеси и формы с одной и с другой стороны. По истечении  $45 \pm 1$  мин образцы извлекали из форм и оставляли на 15мин при комнатной температуре. Затем проводили испытание в разрывной машине до момента разрушения образца.



Рис.3. Пресс для проведения испытания прочности при сжатии.

### **2.2.3 Методы исследования линейного расширения при твердении**

Изучение такого параметра как линейное расширение при твердении для гипса очень важно, поскольку именно эта характеристика может повлиять на пространственные размеры формы или получаемой модели, что непосредственно скажется на точности, а значит и качестве изготавливаемых при этом зубных протезов [11,12,13].

Согласно ГОСТ 31568-2012 [28] испытание на изучение линейного расширения гипса при твердении проводили с использованием прибора ГОИ, который представляет собой металлический цилиндр высотой 10мм и внутренним диаметром 50мм. Цилиндр жёстко соединяется со штативом, имеющим плоское основание. Сверху цилиндр закрывается дюралюминиевой крышкой диаметром 56мм и толщиной 1мм, соединённой с индикатором (микрометром) с точностью измерения до 0,01мм. Перед проведением испытания все детали прибора ГОИ смазывали силиконовым агентом.

Для проведения испытания линейного расширения при твердении были выбраны образцы исходного гипса 3 класса –  $\alpha$ -рок ( «Целит», г. Воронеж) – и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих добавок агитан в соотношении 3% и 5% по массе к порошку и гиперпластификаторполикарбосилатный в соотношении 0,1-0,5% по массе к порошку.



Рис.4 Прибор ГОИ.

После замешивания образцов на дистиллированной воде в соотношении 28мл на 100г порошка для образцов с агитаном и 20мл – для образцов с гиперпластификатором Полученную смесь помещали в цилиндр прибора ГОИ, и устанавливали его на ровную поверхность, не имеющую вибраций. За 60сек до начала твердения снимали начальное показание микрометра. Окончательные показания записывали по истечении 120мин от момента начала смешивания гипса с водой.

Показатель линейного расширения вычисляли по формуле:

$$\alpha = \frac{L_n - L_0}{L_0} * 100$$

, где

$L_0$  - начальная длина образца, мм;

$L_n$  – длина образца после испытания, мм

#### 2.2.4 Методы исследования текучести материалов во время заливки

Важным показателем для гипса является его текучесть во время заливки. Поскольку удобство отливки модели требует гипсового теста определённой

консистенции, то показатель его текучести напрямую показывает характеристики материала, связанные с качеством выполняемых работ [12].

Для исследования текучести материалов во время отливки были использованы образцы гипса гипса 3 класса –  $\alpha$ -госк («Целит», г. Воронеж) – и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих добавок агитан в соотношении 3% и 5% по массе к порошку и гиперпластификаторполикарбоксилатный в соотношении 0,1-0,5% по массе к порошку.

Испытание проводили согласно ГОСТ 31568-2012 [28]. На стеклянную пластину, находящуюся на ровной поверхности, свободной от вибраций устанавливали металлическую форму высотой 50мм и внутренним диаметром 35мм. Производили замешивание гипса согласно инструкции производителя и заполняли полученной массой форму до выравнивания краёв формы с гипсовым тестом. Через 1,25 мин после начала смешивания цилиндрическую форму поднимали вертикально вверх от стеклянной пластины со скоростью 10мм/с и давали гипсу осесть или расплыться по пластине. Через 1 минуту после поднятия пластины измеряли с точностью до 1мм больший и меньший диаметр осевшего гипса. Показатель текучести материала при отливке рассчитывали как среднее арифметическое между значениями двух диаметров осевшего и расплывшегося гипса. Испытание проводили 2 раза для каждого образца.

### **2.2.5 Методы исследования способности к воспроизведению деталей**

Для изготовления зубных протезов как съёмных, так и несъёмных важен точный перенос состояния твёрдых и мягких тканей полости рта на модель. Поэтому показатель способности к воспроизведению даже мельчайших деталей очень важен как для оттискных, так и для формовочных материалов [11,129].

Для исследования способности к воспроизведению деталей были использованы образцы гипса 3 класса –  $\alpha$ -госк («Целит», г. Воронеж) – и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих добавок агитан в соотношении 3% и 5% по массе к порошку и гиперпластификаторполикарбоксилатный в соотношении 0,02-0,5% по массе к порошку.

Для проведения испытания подготавливали специальную форму (рис.5) [28]. Форму помещали на испытательный блок, замешивали силиконовый слепочный материал (корректирующий слой) «Speedex» согласно инструкции производителя и заполняли им форму, слегка её переполнив. После этого накрывали форму пластиной и прикладывали нагрузку в 1,5кг в течение 5с. После того как слепочный материал затвердевал, снимали пластину и убрали форму с испытательного блока. После этого осматривали под микроскопом оттиск блока с отпечатавшимися линиями по всей длине. Форму, сохраняющую слепок соединяли с формой для гипса. Замешивали 300 г гипса согласно инструкции фирмы «Целит», после чего заполняли полученной массой форму. Выдерживали формы на воздухе в течении 60мин при температуре 21-25<sup>0</sup> С и относительной влажности 40-60%. После этого отделяли гипсовую модель от оттиска и оценивали под микроскопом воспроизводимость всех линий.

ГОСТ 31568-2012

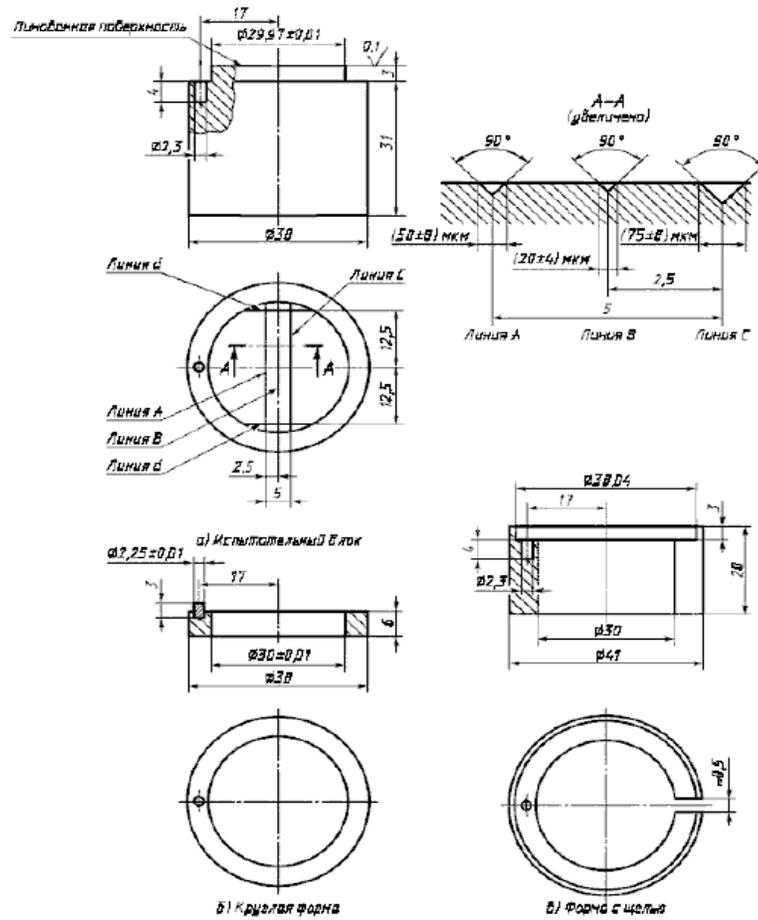


Рисунок 1 – Схема прибора для воспроизведения деталей

Примечание – Линия А должна иметь те же размеры, что и линия С.

5

Рис.5. Схема формы для исследования по воспроизведению деталей.

Для каждого из образцов испытание было выполнено 3 раза.

## **2.2.6 Методы исследования адгезии акриловых полимеров к модифицированным гипсовым образцам**

При изготовлении съёмных зубных протезов этап замены восковой композиции проводится при паковке пластмассового теста акриловой природы на рабочую гипсовую модель. При этом можно выделить 2 основных способа: компрессионное и литьевое прессование [43]. Первый более распространён, поскольку является простым и дешёвым. Тем не менее, и в том и в другом случае пластмасса в тестообразном состоянии заполняет гипсовую форму и, находясь под давлением, проходит полимеризацию [44,108]. Известным фактом является то, что по ряду причин (пористость гипса, наличие влаги и др.) без применения специальных разделительных лаков или дополнительной пропитки гипсовой модели сложно полностью отделить полимеризованный базис протеза от поверхности гипса [44,53].

Для исследования были отобраны образцы гипса 3 класса –  $\alpha$ -rock («Целит», г.Воронеж) – и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих добавок агитан в соотношении 3% по массе к порошку и гиперпластификаторполикарбоксилатный в соотношении 0,5% по массе к порошку.

Исследование проводилось на базе лаборатории ООО «Целит», г.Воронеж. Для испытания были подготовлены образцы гипса в количестве по 500г для одного опыта, восковые заготовки, пластмасса базисная «Фторакс», изолак (производство «Целит»), металлические кюветы. Пластинки базисного воска складывали пополам и вырезали из них образцы прямоугольной формы размерами 4см на 5см, края сглаживали на горелке. Замешивали первую порцию гипса (300г) в соотношении 28-29мл дистиллированной воды на каждые 100г порошка. Замешивание проводилось согласно инструкции фирмы производителя, с использованием вакуумного смесителя (фирма «Аверон»). После этого, на

вибростоле заполняли основание металлической кюветы полученным гипсовым тестом и укладывали на поверхность восковые прямоугольные формы, частично погружая в гипс. При этом одна из форм имела V-образный вырез по краю.

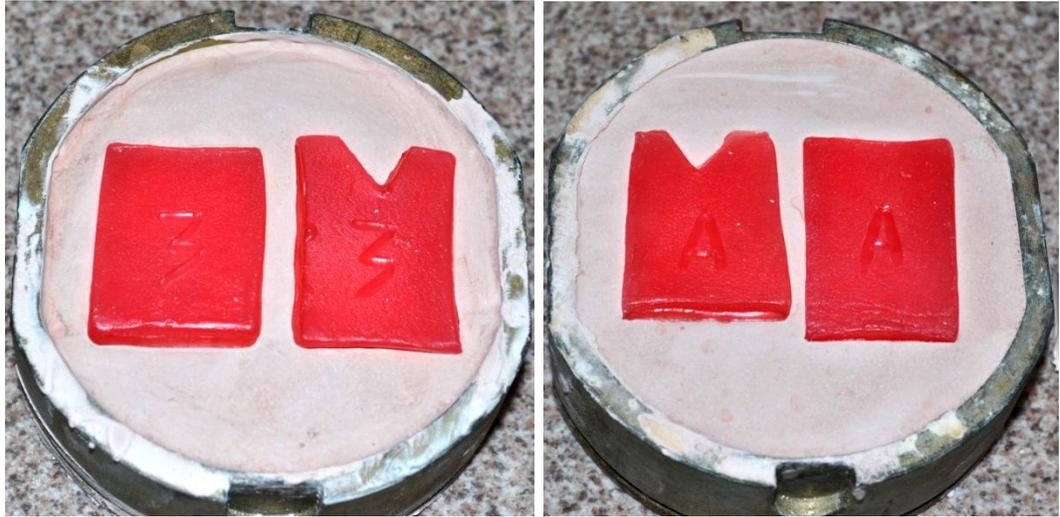


Рис.6 Кюветы с загипсованными восковыми формами

По истечении 60мин, закрывали крышку кюветы, готовили вторую порцию гипса (250г) и заполняли кювету полностью. После того как прошла полная кристаллизация гипса, выплавляли восковые формы, раскрывали кюветы и оставляли просохнуть при температуре 23-25<sup>0</sup>С и относительной влажности 40-60% в течении 240мин. Затем ту часть кюветы, где имелась форма с V-образным вырезом, смазывали изолаком, готовили полимер-мономерную смесь, паковали в тестообразном состоянии и полимеризовали на водяной бане 45мин. После остывания кюветы раскрывали и оценивали результаты. Для каждого образца гипса было проведено по 3 испытания.

## 2.3 Клинические методы исследования результатов использования модифицированного кристаллического гипса третьего класса

### 2.3.1. Характеристика групп исследуемых пациентов

Было обследовано и проведено лечение 60 пациентов, общая характеристика которых приведена в таблице 3.

Таблица 3

Общая характеристика пациентов

Признаки	Число пациентов	%
Всего пациентов	60	100
Мужчины	18	30
Женщины	42	60
Возраст		
41 - 50 лет	8	13,3
51 - 60 лет	12	20
61 - 70 лет	24	40
71 – 80 лет	16	26,7
Состояние зубных рядов		
Полное отсутствие зубов	24	40
Полное отсутствие зубов только на верхней челюсти	15	25
Полное отсутствие зубов только на нижней Челюсти	21	35
Степень атрофии альвеолярного отростка и альвеолярной части		
Первая степень атрофии по А.И.Дойникову	10	16,7
Вторая степень атрофии по А.И.Дойникову	22	36,7
Третья степень атрофии по А.И.Дойникову	19	31,7
Четвертая и пятая степень атрофии по А.И.Дойникову	9	15
Пользование протезами полного зубного ряда		
Первичное протезирование	39	65
Повторное протезирование	21	35

Было определено 2 группы пациентов по 30 человек. Пациентам первой группы были изготовлены съёмные пластиночные протезы полного зубного ряда с применением гипса стоматологического третьего класса, пациентам второй группы – съёмные пластиночные протезы полного зубного ряда с применением гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором. Клиническое обследование больных проводили по общепринятой схеме. Учитывали анатомо-топографические особенности челюстно-лицевой области: степень снижения высоты нижнего отдела лица, форма и уровень атрофии альвеолярного отростка верхней и альвеолярной части нижней челюстей, податливость и состояние слизистой оболочки, тщательно изучалась топография переходных складок, места прикрепления мышц и связок.

### **2.3.2 Методика изготовления съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда из акрилового полимера с применением гипса 3 класса, модифицированного гиперпластификатором**

Съёмные пластиночные протезы полного зубного ряда изготавливались по общепринятой методике [24,57,65,87]. Выбирали подходящие размеры стандартных ложек и снимали анатомические оттиски альгинатным материалом “Уреен”. После изготовления индивидуальной ложки её припасовывали в полости рта с применением проб Гербста и снимали функциональный оттиск с помощью оттискной силиконовой корригирующей массы «Speedex». Рабочую модель изготавливали из гипса 3 класса (1-ая группа пациентов) и гипса 3 класса, модифицированного гиперпластификатором (2-ая группа пациентов). Перед разметкой модели проводили её предварительный анализ, используя данные клинического исследования. С использованием анатомо-физиологического метода определяли центральное соотношение челюстей. По полученным оттискам получали две пары рабочих гипсовых моделей с верхней и нижней

челюстей из гипса 3 класса, модифицированного гиперпластификатором, с последующим сопоставлением и фиксацией их в артикуляторе.

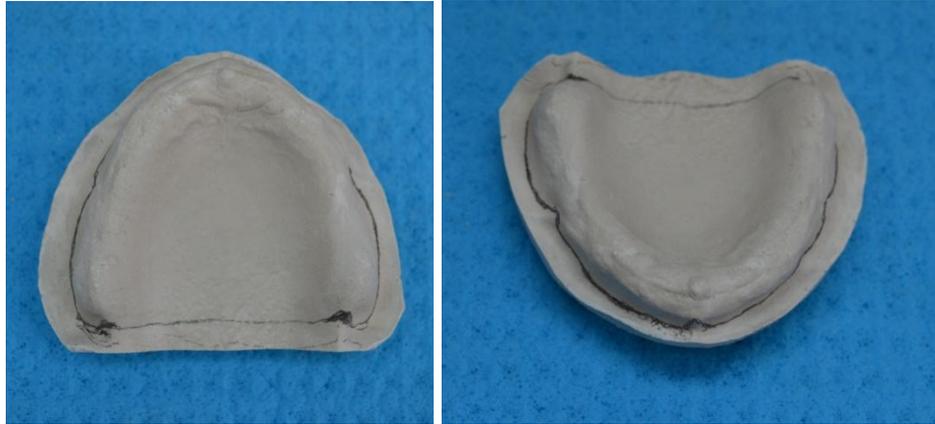


Рис. 7. Разметка границ на гипсовой модели.

Постановку зубов проводили по методу Васильева, осуществляли примерку в полости рта. Перед формовкой пластмассового теста часть моделей обрабатывали изолаком (первая группа пациентов), а часть – нет (вторая группа пациентов).



Рис. 8. Постановка зубов по методу Васильева.

Для формования базиса использовали метод компрессионного прессования. Пластмасса замешивается в следующих усредненных пропорциях: на 3 весовые части порошка (полимера) – 1 весовая часть жидкости (мономера). В качестве паковочного материала использовали гипс 3 класса (1 группа) и гипс 3 класса, модифицированный гиперпластификатором. Полимеризацию пластмассы проводили на «водяной бане». Для этого кювету с заформованной пластмассой, укрепленную в бюгеле, поместили в воду комнатной температуры, довели воду в течение часа до 95–98°C, выдержали при этой температуре 30 мин. Вынули кювету после полного ее охлаждения.

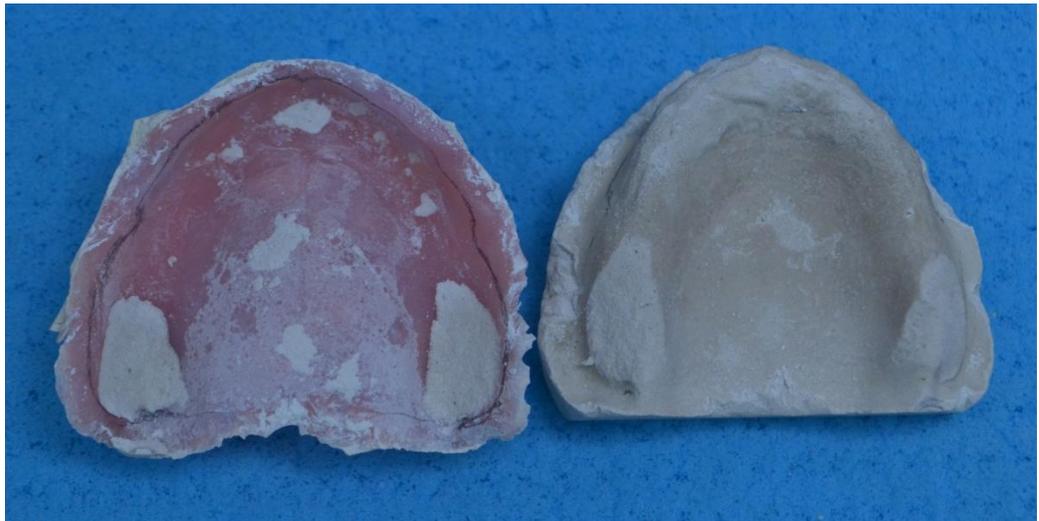


Рис. 9. Протез после извлечения из кюветы.

После шлифования, полирования и обработки дезинфицирующими средствами протез припасовывали и фиксировали в полости рта пациента.

### **2.3.3 Методика визуального выявления зон перегрузки и воспаления под базисами съемных протезов**

Механическое воздействие базиса съемного протеза на подлежащую слизистую оболочку является основной причиной патологических изменений в

тканях протезного ложа. На клиническом приёме визуально можно определить наличие хронической механической травмы в виде обнаружения язвы или пролежня от соприкосновения слизистой оболочки с определёнными участками базиса протеза [2,3,36,45,61,81,95]. Это способствует увеличению сроков адаптации к протезам, большее количество коррекций, ускоренному развитию атрофических процессов слизистой оболочки и костной ткани протезного ложа, что значительно ухудшает условия последующего ортопедического лечения [44,53].

Объективная оценка воздействия базиса съёмного пластиночного протеза полного зубного ряда на слизистую оболочку протезного ложа осуществлялась по известной методике [44,61]. В день наложения протезов, на 3,7,14, 21 сутки, через 1, 6 и 12 месяцев проводили окрашивание воспалённых участков раствором Шиллера-Писарева, который при взаимодействии с воспалённой слизистой оболочкой окрашивал её разной степенью интенсивности. При необходимости пигментацию усиливали последующим нанесением 1% раствора толуидинового синего. Острого воспаления не было выявлено, поэтому в исследовании приняли участие все пациенты.



Рис.10. Окрашенная зона воспаления слизистой оболочки в полости рта

После этого протезы высушивали и помещали в полость рта пациента и просили осуществить функциональные движения. При этом на базисе протеза чётко отпечатывались участки воспаления. Далее протезы извлекали из полости рта, наклеивали на окрашенные участки клейкую прозрачную ленту и отмечали выявленные зоны перманентным маркером толщиной 0,5 мм.

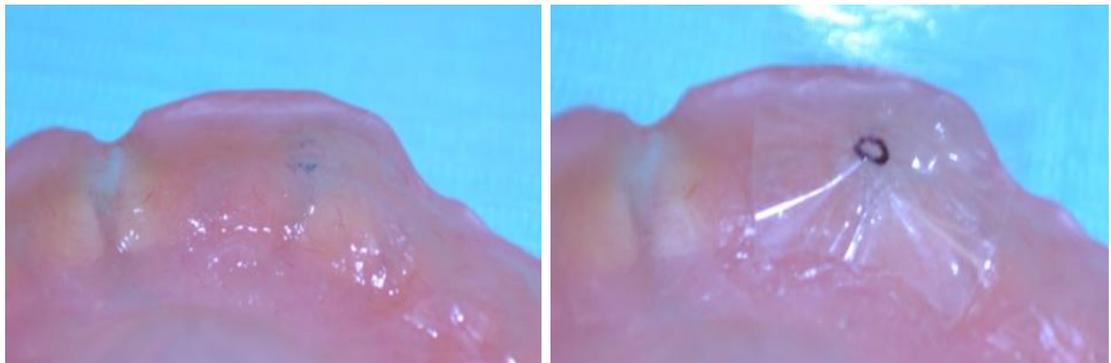


Рис.11. Отпечаток зоны воспаления слизистой оболочки на базисе протеза перенесён на клейкую ленту.

Клейкую ленту с обведённым участком воспаления переносили на миллиметровую бумагу, после чего лист сканировали и обрабатывали полученное изображение в графическом редакторе AdobePhotoshop, где вычисляли площадь отмеченной области. Показатели зон воспалений суммировались в общую величину для пациента каждой исследуемой группы. Воздействие базисов протезов на слизистую оболочку протезного ложа оценивалось по уменьшению суммарных площадей зон воспаления.

### **2.3.4 Методика определения степени атрофии альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей под базисами съёмных пластиночных протезов**

Пластиночные протезы полного зубного ряда относятся к нефизиологическим и передают жевательную нагрузку на ткани протезного ложа. Это неизбежно ведёт к изменению в трофике и строении, как слизистой оболочки, так и в подлежащих костных образованиях. Вопросами атрофии тканей под базисами съёмных протезов занимались многие авторы, пришедшие к выводу, что вертикальная резорбция костной ткани преобладает над горизонтальной [53,57,89,91,94,98]. Стоит отметить, что атрофия тканей протезного ложа ведёт со временем к нарушению соответствия внутренней поверхности протеза с поверхностью слизистой оболочки, что в свою очередь усиливает неравномерное распределение жевательного давления и ускоряет процессы атрофии. Тем самым уменьшается стабилизация протезов и сокращается срок их использования [92,108]. Изготовление съёмных протезов, позволяющих улучшить распределение жевательного давления и снизить до минимума процессы атрофии тканей протезного ложа, сможет повысить качество съёмного протезирования и продлить сроки пользования данными протезами.

Для регистрации степени атрофии тканей протезного ложа нами было выбрано применение конусно-лучевой компьютерной томографии челюстно-лицевой области.

Пациентам проводилось рентгеновское исследование непосредственно в день наложения протезов и контрольное – через 1 год. По полученным данным проводилось измерение высоты альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти относительно наиболее стабильных костных ориентиров. Для верхней челюсти это были нижний край грушевидного отверстия и дно гайморовой пазухи с медиальной и дистальной стороны. Для

нижней челюсти – нижнечелюстной канал, ментальное отверстие и нижний край тела нижней челюсти.

Для определения атрофии альвеолярного отростка и альвеолярной части некоторым пациентам проводили рентгеновское исследование со съёмными протезами. При этом на постановочные зубы были нанесены рентгеноконтрастные материалы (гуттаперча) в области первых моляров, клыков и срединной линии.



Рис. 12. Протезы с нанесёнными рентгеноконтрастными ориентирами.



Рис. 13. Фрагменты компьютерной томографии пациентов

Для каждого пациента регистрировались ориентиры, относительно которых проводились измерения. При последующем исследовании измерения проводились относительно этих же ориентиров с учётом позиционирования виртуальной модели в трёхмерном пространстве, которое должно было совпадать с таковым при первоначальном исследовании. Это позволило наиболее достоверно определить убыль костной ткани при пользовании съёмными пластиночными протезами полного зубного ряда.

### **2.3.5 Методы исследования результатов ортопедического лечения**

После проведения клинических исследований, то есть через 1 год после изготовления пациентам съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда, мы провели оценку качества оказанной реабилитации. Для этого на основании субъективных ощущений пациентов проведено анкетирование, которое состояло из двух этапов.

Таблица 4.

## Анкета для определения индекса Улитовского-Леонтьева.

№	Название показателя	Характеристика показателя	Отметка	Оценка
1	Жалобы на плохую фиксацию съёмного зубного протеза	Нет		1 балл
		При разговоре		2 балла
		При жевании		3 балла
		При глотании		4 балла
		В состоянии покоя		5 баллов
2	Продолжительность фиксации съёмного протеза в течение дня	Весь день (12 часов)		1 балл
		Большая часть дня (9 часов)		2 балла
		Полдня (6 часов)		3 балла
		Четверть дня (3 часа)		4 балла
		1 час		5 баллов
3	Качество фиксации съёмного протеза при жевательных движениях всей нижней челюстью	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов
4	Качество фиксации съёмного протеза при жевательных движениях на одной стороне нижней челюсти	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов
5	Качество фиксации съёмного протеза при выдвигении нижней челюсти вперёд	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов
6	Качество фиксации съёмного протеза при движении нижней челюсти назад	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов
7	Качество фиксации съёмного протеза при движении нижней челюсти вправо	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов
8	Качество фиксации съёмного протеза при движении нижней челюсти влево	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов
9	Качество фиксации съёмного протеза при глотательном движении	Очень хорошая фиксация		1 балл
		Хорошая фиксация		2 балла
		Удовлетворительная		3 балла
		Неудовлетворительная		4 балла
		Плохая фиксация		5 баллов

10	Качество фиксации съёмного протеза при сворачивании губ в трубочку	Очень хорошая фиксация	1 балл
		Хорошая фиксация	2 балла
		Удовлетворительная	3 балла
		Неудовлетворительная	4 балла
		Плохая фиксация	5 баллов
11	Качество фиксации съёмного протеза при надувании обеих щёк	Очень хорошая фиксация	1 балл
		Хорошая фиксация	2 балла
		Удовлетворительная	3 балла
		Неудовлетворительная	4 балла
		Плохая фиксация	5 баллов
12	Качество фиксации съёмного протеза при надувании правой щеки	Очень хорошая фиксация	1 балл
		Хорошая фиксация	2 балла
		Удовлетворительная	3 балла
		Неудовлетворительная	4 балла
		Плохая фиксация	5 баллов
13	Качество фиксации съёмного протеза при надувании левой щеки	Очень хорошая фиксация	1 балл
		Хорошая фиксация	2 балла
		Удовлетворительная	3 балла
		Неудовлетворительная	4 балла
		Плохая фиксация	5 баллов
14	Продолжительность использования съёмного зубного протеза	5,1 лет и более	1 балл
		3,1-5 лет	2 балла
		2,1-3 года	3 балла
		1,1-2 года	4 балла
		До 1 года	5 баллов
<b>СУММА БАЛЛОВ</b>			

На первом этапе пациентам было предложено оценить качество фиксации и стабилизации изготовленных зубных протезов. Был использован индекс фиксации съёмного зубного протеза С.Б.Улитовского-А.А.Леонтьева. Для определения данного индекса проведено анкетирование пациентов обеих групп по 14 критериям [75,105].

$$\frac{\sum(a_1 + \dots + a_n)}{5n} * 100$$

Расчёт индекса проводился по формуле:  $\frac{\sum(a_1 + \dots + a_n)}{5n} * 100$  где

$a_1$  – количество баллов по первому критерию

$a_n$  – количество баллов по n-ому критерию

$n$  - количество критериев в индексе

5 - количество оцениваемых параметров.

Таблица 5  
Анкета ОНIP-14 RU

Физическое здоровье	Вопрос	Очень часто	Обычно	Редко	Почти никогда	Никогда
Проблемы при приёме пищи	1. Вы потеряли вкус к пище из-за проблем с зубами, слизистой оболочкой рта или протезами					
	2. Испытываете ли Вы болевые ощущения во рту?					
	3. Вызывает ли у Вас затруднение приём пищи из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	4. Питаетесь ли Вы неудовлетворительно из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	5. Приходится ли Вам прерывать приём пищи из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
Проблемы в общении	6. Испытываете ли вы неудобства из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	7. Испытываете ли Вы затруднения при произношении слов из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	8. Чувствуете ли вы себя стесненным в общении с людьми из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	9. Ставят ли Вас проблемы с зубами, слизистой полости рта или протезами в неловкое положение?					
	10. Приводят ли Вас проблемы с зубами, слизистой полости рта или протезами к повышенной раздражительности при общении с людьми?					
Проблемы в повседневной жизни (работе или отдыхе)	11. Испытываете ли вы затруднения в обычной работе из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	12. Мешают ли Вам проблемы с зубами, слизистой полости рта или протезами отдыхать, расслабляться?					
	13. Становится ли Ваша жизнь менее интересной из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
	14. Приходится ли Вам полностью «выпадать из жизни» из-за проблем с зубами, слизистой полости рта или протезами?					
Баллы		5	4	3	2	1
Сумма баллов						

На втором этапе было проведено определение качества жизни. Данный показатель оценивался с использованием валидированного опросника качества

жизни «Профиль влияния стоматологического здоровья» ОНIP-14 RU, который содержит 14 вопросов, отражающих влияние полных съемных протезов на повседневную жизнь, общение с людьми [16,26]. Пациентам было предоставлено на выбор пять вариантов ответов от «очень часто» до «никогда», которые оценивались от 5 до 1 баллов соответственно.

Далее баллы суммируются, и по полученному результату определяют уровень качества жизни пациентов, где 14-28 – хороший уровень качества жизни, 29-56 – удовлетворительный, 57-70 – неудовлетворительный уровень качества жизни [99].

#### **2.4 Статистический анализ данных экспериментальных исследований**

Статистическая обработка данных диссертационного исследования была проведена с помощью пакета прикладных программ STATISTICA TrialVersion фирмы StatSoftInc. для персонального компьютера в системе Windows в соответствии с принципами доказательной медицины [33] которые включают следующие этапы:

- планирование исследования;
- подготовка и проверка первичных данных;
- распределение и идентификация объектов исследования;
- описание количественных и качественных признаков;
- анализ соответствия вида распределения признаков нормальному закону, проверка статистических гипотез, сравнение групп по признакам;
- выявление статистической и клинической значимости полученных результатов.

Первичные количественные данные были введены в пакет STATISTICA в виде таблиц, включающих исходные параметры изучаемых материалов и

реквизиты 60 пациентов, и затем проанализированы средствами модулей "Описательная статистика".

В качестве порогового уровня статистической значимости было принято значение  $\alpha=0,05$ , а для преодоления проблем, связанных с множественными сравнениями, использовали метод Холма-Бонферрони, который начинается с наименьшего  $p$ -значения в упорядоченном ряду и последовательно "спускается" вниз к более высоким значениям. На каждом шаге соответствующее значение  $p_i$  сравнивается со скорректированным уровнем значимости  $\alpha/(m+i-1)$ , где  $m$  – количество гипотез,  $i=1, m$ .

Исходными данными для статистической обработки были количественные данные и качественные признаки, выраженные в баллах.

Были проанализированы параметры распределения количественных признаков. Условия нормальности анализируемых данных и равенства дисперсий распределений признаков в сравниваемых группах проверялись средствами модуля "Основные статистики и таблицы" пакета STATISTICA с использованием критерия Шапиро-Уилкса. Критерий нормальности позволяет проверить следующую нулевую гипотезу: распределение признака не отличается от нормального распределения, альтернативная гипотеза – распределение признака отличается от нормального. Если полученное значение  $p$  больше заданного  $p>0,05$ , то распределение исследуемого признака можно считать нормальным.

Если изучаемые признаки были распределены в соответствии с нормальным законом, то в качестве наиболее типичного значения для выборки выбирали среднее значение ( $M$ ), в качестве меры рассеяния – среднее квадратическое отклонение ( $s$ ).

Если изучаемые признаки не подчинялись нормальному закону, то в качестве меры центральной тенденции и меры рассеяния использовали медиану и интерквартильный интервал. Медиана используется для описания центральной

тенденции распределений количественных признаков независимо от закона распределения исходных данных и равна значению признака, разделяющего пополам распределение наблюдаемых величин на интервале значений. Интерквартильный отрезок содержит центральные 50% признака между нижним (25%) и верхним (75%) квартилями и используется вместе с медианой для описания данных, имеющих распределение отличное от нормального.

Поскольку не все данные имели нормальное распределение и условие равенства дисперсий распределений признаков в сравниваемых группах не соблюдалось, применяли непараметрические критерии Манна-Уитни для независимых групп с проверкой нулевой статистической гипотезы об отсутствии различий в группах, вычисляли медиану, верхний и нижний квартили.

Полученные результаты интерпретировались следующим образом.

- Если  $p > 0,05$ , то нулевая гипотеза об отсутствии различий групп по изучаемому признаку не отклоняется.

- Если  $p < 0,05$ , то нулевая гипотеза отклоняется, и принимается альтернативная гипотеза о существовании различий групп по изучаемому признаку

В итоге при анализе большего количества признаков была принята альтернативная гипотеза о существовании различий в независимых группах.

Для нормально распределенных признаков, полученных в ходе исследования, результаты представлены в виде  $(M \pm s)$ , где  $M$  – среднее арифметическое,  $s$  – среднеквадратическое отклонение.

Результаты, полученные с помощью непараметрических методов, представлены в тексте диссертационной работы в виде таблиц, в которых указаны количество больных  $n$  для каждой из групп, медианы  $Me$ , нижнего и верхнего квартилей для данных каждой из групп, символом \* отмечены признаки, имеющие статистически значимые отличия.

## ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

### 3.1 Результаты исследования физико-механических свойств исследуемых материалов

#### 3.1.1 Анализ результатов исследования времени схватывания и затвердевания гипсовых образцов

Время схватывания и затвердевания гипса определяет его рабочее время, в течение которого с материалом можно проводить необходимые манипуляции, что является одной из основных рабочих характеристик. Результаты исследований приведены в таблице 6.

Таблица 6

#### Время схватывания и твердения

Материалы	Время схватывания (мин)			Среднее $M \pm s$	Время твердения (мин)			Среднее $M \pm s$
	Номер опыта				Номер опыта			
	1	2	3		1	2	3	
1. Исходный материал	6	5,8	6,1	$6,0 \pm 0,15$	13	12	14	$13,0 \pm 1,0$
2. Гипс, модифицированный агитаном 3%	6,5	6	6,2	$6,2 \pm 0,25$	13	14,5	14	$13,8 \pm 0,76$
3. Гипс, модифицированный агитаном 5%	6,8	6,3	6,6	$6,6 \pm 0,25$	13,5	13,7	14,1	$13,8 \pm 0,31$
4. Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,2%	8,5	8,8	9,5	$8,9 \pm 0,51^*$	15,3	16	15,1	$15,5 \pm 0,47^*$
5. Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,5%	14	14,5	14,3	$14,3 \pm 0,25^*$	29,3	29,1	29,5	$29,3 \pm 0,2^*$

Примечание: \* различия между средними данными статистически значимы ( $p \leq 0,005$ ) при сравнении 4,5 строки с 1,2 и 3. Статистически значимых различий между средним значением исходного материала и средним значением гипса с агитаном нет.

Увеличение времени твердения и схватывания позволяет улучшить технологические свойства гипса стоматологического. Стоит отметить, что при

модификации исходного материала гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе в соотношении 0,5% по массе к порошку гипса происходит значительное увеличение как времени схватывания, так и времени твердения (в 2,5 раза), более того, при данном содержании модифицирующей добавки нами было отмечено получение наиболее жидкой консистенции гипсового теста, что может осложнить работу с ним в зуботехническом производстве.

Исходя из полученных данных можно сделать вывод, что при модификации гипса стоматологического третьего класса пеногасителемагитаном увеличивается его время схватывания и твердения. При модификации гиперпластификатором происходят более значительные изменения (рис.14)

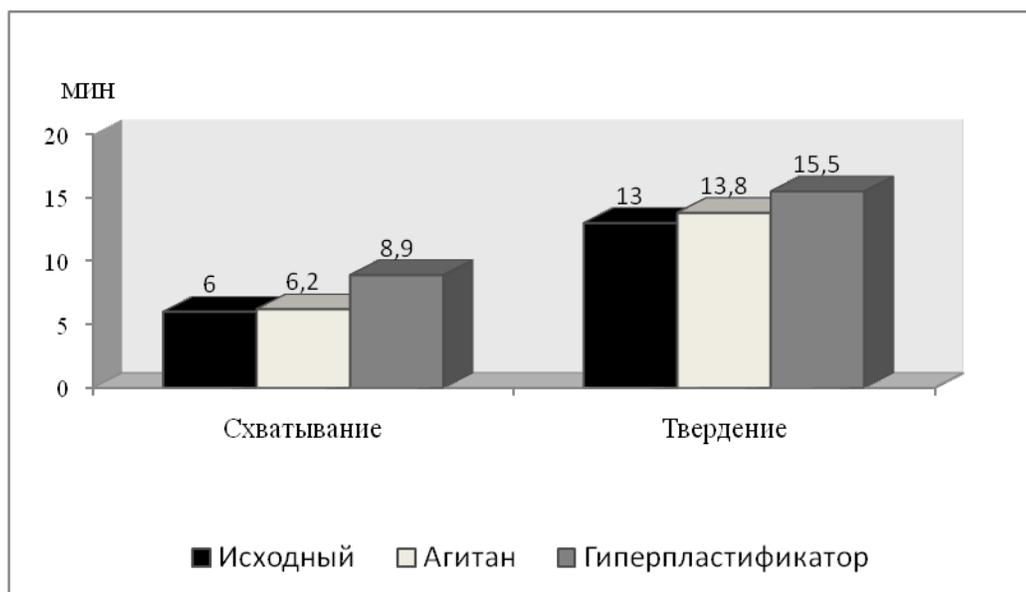


Рис. 14. Сравнительная оценка времени схватывания и твердения в группах.

### 3.1.2 Анализ результатов исследования прочности гипсовых образцов при сжатии

В зуботехническом производстве прочность гипса является важной характеристикой. Этот показатель позволяет выделить 5 классов данного материала. По результатам наших исследований, представленных в таблице, можно сказать, что модификация гипса стоматологического третьего класса пеногасителемагитаном не влияет на прочностные характеристики значительным образом. При модификации этого же материала гиперпластификатором показатель увеличивается на 30-40%.

При этом содержание гиперпластификатора в количестве 0,2 и 0,5% по массе к порошку гипса не изменяет показатель прочности на значительную величину (различие от 3 до 5 МПа) (табл.7, рис.15).

Таблица 7

#### Прочность при сжатии (МПа)

Образцы	Номер опыта							Среднее M±s
	1	2	3	4	5	6	7	
1. Исходный материал	25	27	25	26	30	28	27	26,9±1,8
2. Гипс, модифицированный агитаном 3%	27	27	26	28	27	29	26	27,1±1,1
3. Гипс, модифицированный агитаном 5%	28	27	28	26	27	28	28	27,4±0,8
4. Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,2%	39	37	37	38	38	39	38	38,0±0,8*
5. Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,5%	41	42	40	39	41	40	39	40,3±1,1*

Примечание: \* различия между средними данными статистически значимы ( $p \leq 0,005$ ) при сравнении 4,5 строки с 1,2 и 3. Статистически значимых различий между средним значением исходного материала и средними значениями гипса с агитаном нет.

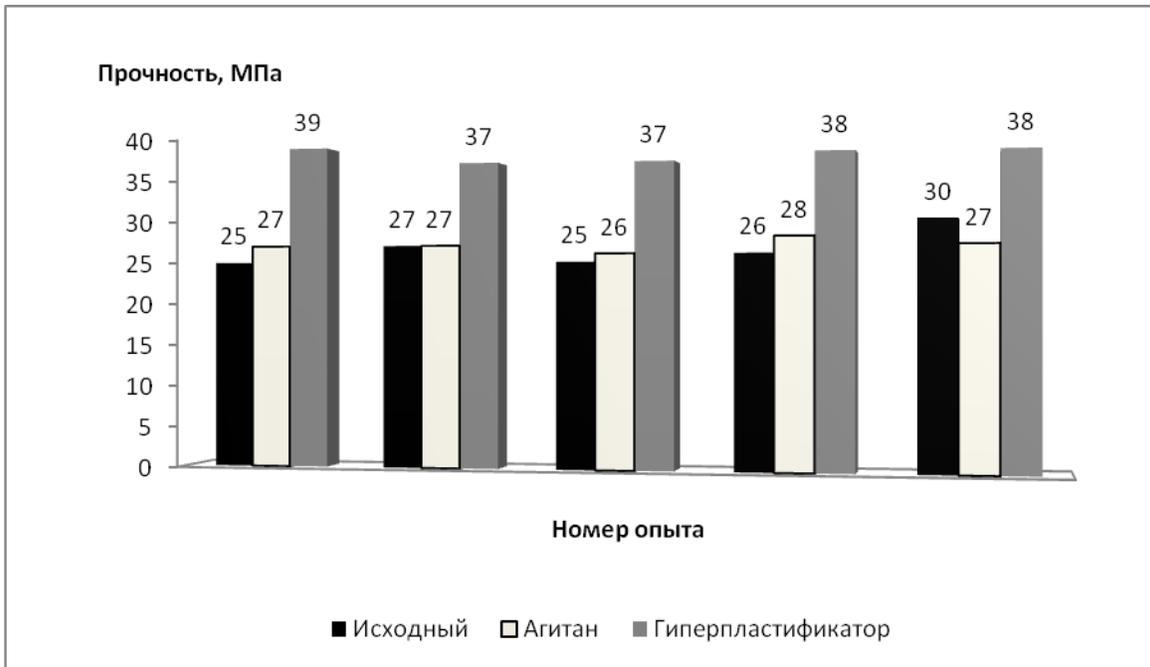


Рис. 15. Сравнительная оценка прочности сжатия исследуемых материалов.

При проведении исследования предела прочности при сжатии гипсовых образцов было отмечено, что при использовании как агитана, так и гиперпластификатора на поликарбоксилатной основе в качестве модифицирующих добавок увеличение их процентного содержания приводило к получению консистенции гипсового теста намного менее вязкой, чем сметаноподобная. Исходя из этого, на следующем этапе было решено провести исследование текучести гипсовых образцов.

### 3.1.3 Анализ результатов исследования линейного расширения при твердении

Изменение пространственных размеров гипса считается его отрицательным качеством, поскольку это может влиять на точность изготавливаемых форм и моделей. Различные показатели линейного расширения гипса при

кристаллизации позволяют определить показания для применения того или иного материала.

Для исследования данного показателя были выбраны образцы исходного материала – гипса стоматологического третьего класса и образцы исходного материала с модификаторами: пеногасителемагитаном и гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, содержание которых составляло 0,2% по массе к порошку гипса.

Используя микрометр с точностью измерения до 0,001 мм, нами было проведено по 7 испытаний для каждого образца.

Расчеты показателей проводили по формуле, где  $L_0$  - начальная длина образца, мм;  $L_n$  – длина образца после испытания, мм.

Результаты исследования представлены в таблице 8

Таблица 8

Результаты исследования линейного расширения образцов

Образцы	Номер опыта							Среднее M±s
	1	2	3	4	5	6	7	
1.Исходный материал	0,14	0,14	0,15	0,16	0,15	0,14	0,16	0,148±0,01
2.Гипс, модифицированный агитаном 3%	0,14	0,13	0,15	0,14	0,15	0,15	0,14	0,142±0,01
3.Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,2%	0,10	0,12	0,13	0,13	0,12	0,13	0,11	0,12±0,01*

Примечание: \* различия между средними данными статистически значимы ( $p \leq 0,05$ ) при сравнении 3 строки с 1 и 2. Статистически значимых различий между средним значением исходного материала и средним значением гипса с агитаном нет.

При использовании гиперпластификатора в качестве модификатора гипса стоматологического линейное расширение снижается на 20%. При модификации

данного материала пеногасителемагитаном данный показатель практически остаётся неизменным.

На рис. 16 наглядно видны различия между средними данными гипса, модифицированного гиперпластификатором 0,2%, с исходным материалом и гипсом, модифицированным агитаном 3%.

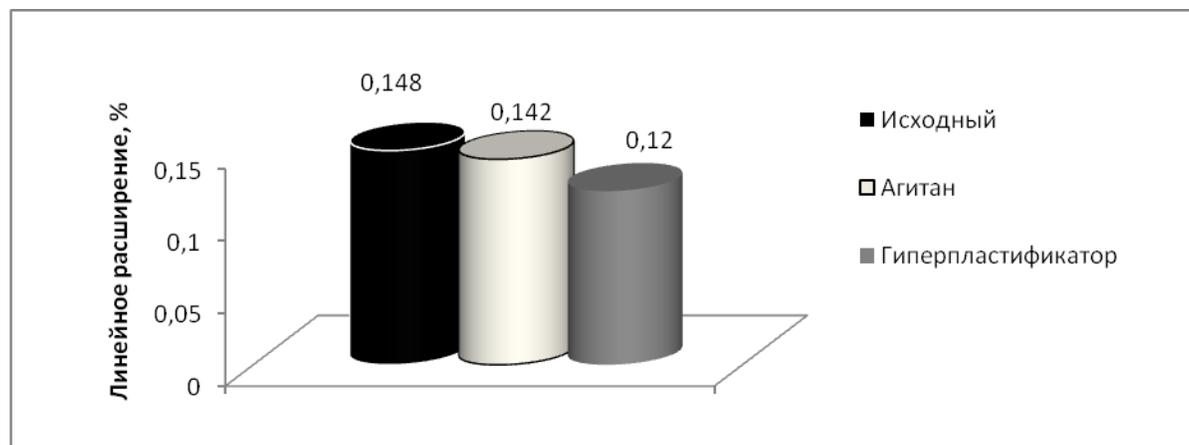


Рис. 16. Результаты исследования линейного расширения образцов.

### 3.1.4 Анализ результатов исследования текучести материалов во время заливки

Удобство и скорость работы с материалами играет очень важную роль в современном зуботехническом производстве. При этом качественные показатели должны соответствовать всем необходимым требованиям. Для гипса одним из таких показателей является его текучесть во время заливки. Нами были исследованы образцы исходного материала гипса третьего класса производства «Целит» и модифицированные образцы. Результаты исследования приведены в таблице 9.

Таблица 9

Оценка результатов исследования текучести материалов во время заливки

Образцы	Номер опыта			Среднее M±s
	1	2	3	
1. Исходный материал	80	82	84	82,0 ±2,0
2. Гипс, модифицированный агитаном 3%	92	91	91	91,3 ±0,6
3. Гипс, модифицированный агитаном 5%	110	115	112	112,3 ±2,5
4. Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,2%	89	90	92	90,3 ±1,5
5. Гипс, модифицированный гиперпластификатором 0,5%	107	110	109	108,7 ±1,5*

Примечание: \* различия между средними данными статистически значимы ( $p \leq 0,005$ ) при сравнении 4,5 строки с 1,2 и 3. Статистически значимых различий между средним значением исходного материала и средними значениями гипса с агитаном нет.

Результаты данного исследования показали, что модификация гипса стоматологического третьего класса пеногасителемагитаном и гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе ведёт к изменению его консистенции при замешивании, следовательно, и показателя текучести во время заливки. При этом исходный материал показал средний результат  $82,0 \pm 2,0$  мм, тогда как образцы, модифицированные агитаном и гиперпластификатором при соотношении их в количестве 0,2% по массе к порошку гипса  $91,3 \pm 0,6$  мм и 90 мм соответственно, и  $112,3 \pm 2,5$  мм и  $108,7 \pm 1,5$  мм соответственно при соотношении в количестве 0,5% по массе к порошку.

Большая текучесть материала с, одной стороны позволяет гипсу более точно воспроизводить детали протезного ложа и получать более точную модель, с другой стороны это может принести некоторые неудобства при отливке моделей (например, большие временные затраты, невозможность создания цоколя и др).

По результатам данного исследования был сделан вывод, что увеличение модифицирующей добавки, особенно гиперпластификатора на

поликарбоксилатной основе, до соотношения 0,5% по массе к порошку гипса ведёт к получению образцов, технологические свойства которых снижают возможности их применения в зуботехническом производстве. Поэтому дальнейшие исследования проводились с образцами, содержащими модификаторы в соотношении 0,2% по массе к порошку.

### **3.1.5. Анализ результатов исследования способности к воспроизведению деталей**

Согласно критериям Американского Национального Института Стандартов Американской Стоматологической Ассоциации, способность гипса отображать мельчайшие детали оценивается по возможности воспроизведения им линии шириной в 20 мкм. Поскольку поверхность изделий из гипса слегка пористая, то мельчайшие детали поверхности меньше 20 мкм воспроизводятся плохо. Однако очень четко отпечатываются макроскопические детали поверхности, хотя помешать этому могут пузырьки воздуха (например, попавшего между гипсом и оттискным материалом).

В нашем исследовании были проанализированы образцы исходного материала – гипса стоматологического третьего класса и модифицированные образцы с содержанием модификаторов (пеногасителя магитана и гиперпластификатора на поликарбоксилатной основе) в соотношении 3% и 0,2% по массе к порошку гипса соответственно.

При анализе результатов данных исследования по способности к воспроизведению деталей было выявлено, что все образцы: исходный материал (гипс третьего класса) и образцы, модифицированные пеногасителем магитан и гиперпластификатором – показали одинаковый результат. Все исследуемые образцы с точностью воспроизвели все линии на форме, что полностью соответствует требованиям ГОСТ 31568-202.

### **3.1.6. Анализ результатов исследования адгезии базисных полимеров к гипсу**

При изготовлении съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда большое внимание уделяется соответствию базиса протеза тканям протезного ложа. При наибольшем сохранении всех анатомических ориентиров и особенностей слизистой оболочки отмечается более высокая стабилизация протезов, меньшее количество коррекций базиса и уменьшения проявления травматического воздействия протеза на слизистую оболочку, что свидетельствует о точном распределении жевательного давления. При этом обработка готового протеза после полимеризации акрилового полимера влияет на эти показатели.

Чем меньше требуется шлифования базиса, чем легче удаляются излишки паковочного материала с его поверхности, тем лучше сохраняется микрорельеф, передаваемый при помощи слепка и тем выше соответствие внутренней поверхности базиса готового протеза тканям протезного ложа.

Проведённое исследование позволило оценить, насколько меняется адгезия базисного полимера к паковочному материалу – гипсу третьего класса – при его модификации гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе и пеногасителемагитаном.

Оценку результатов проводили, сравнивая суммарные площади образцов полимера, которые оставались свободными от гипса, после проведённой полимеризации и промывки под струёй воды и очисткой мягкой зубной щёткой в течение 1 минуты. Площадь образца полимера составляла 2000 мм<sup>2</sup> (рис. 17).

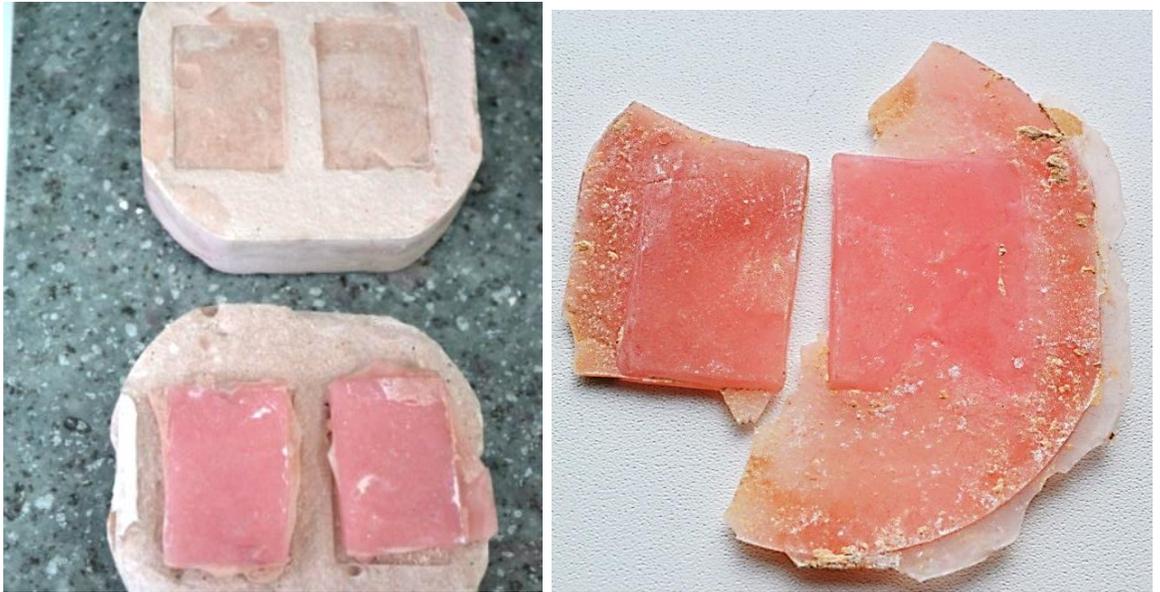


Рис. 17. Пластинки базисной пластмассы после полимеризации на образцах гипса, модифицированного гиперпластификатором.

Результаты исследования адгезии акриловых полимеров к гипсовым образцам показали, что при визуальной оценке после полимеризации (компрессионное прессование) после открывания кюветы наиболее чистыми оставались образцы с добавлением в качестве модификатора гиперпластификатора на поликарбоксилатной основе (табл.10).

По результатам исследования можно сделать вывод, что наибольшие поверхности полимеризованного акрилового полимера, свободные от паковочного гипсового материала наблюдались при использовании образца, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе.

Результаты исследования адгезии акриловых полимеров  
к гипсовым образцам

Образец	Суммарная площадь полимера, связанная с гипсом, мм <sup>2</sup>	
	Без изолака	С изолаком
Исходный материал – гипс 3 класса	1680+1750+1850=5280	1050+920+870=2840
Гипс, модифицированный агитаном	1150+1080+900=3130	600+540+480=1620
Гипс, модифицированный гиперпластификатором	720+640+810=2170	470+510+620=1600

### 3.2. Анализ результатов клинических исследований

#### 3.2.1. Оценка результатов визуального выявления зон перегрузки под базисами съёмных протезов

При пользовании съёмными пластиночными протезами жевательное давление полностью передаётся на слизистую оболочку протезного ложа. Базисные полимеры при этом являются механическим раздражающим фактором, под воздействием которого могут возникать очаги локального воспаления.

Многие авторы отмечают, что чем точнее передана информация о рельефе слизистой оболочки протезного ложа с учётом её податливости в виде оттиска в зуботехническую лабораторию и чем точнее воспроизведён этот рельеф базисом готового протеза, тем меньше вероятность возникновения зон механического раздражения, а, следовательно, и зон воспаления.

Применение методики определения суммарных зон воспаления слизистой оболочки под базисами съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда позволило установить, что средние величины суммарных площадей воспаления

пациентов первой группы оказались на 13-15% выше, чем у пациентов второй группы в первые дни пользования протезами.

Такая же тенденция наблюдалась при исследовании на 7, 14 и 21 сутки после наложения протезов.

Сравнение показателей суммарных зон воспаления у пациентов после пользования протезами в течение 1, 3 и 6 месяцев показывает увеличение различия между значениями показателей первой и второй групп до 20-25% (табл. 11).

Таблица 11

## Сравнительная оценка площадей зон воспаления в группах

Сроки	1 группа				2 группа			
	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Сумма зон	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Сумма Зон
1 день	38,6	34,0	72,9	1482,7	31,3*	28,3	51,7	1162,2*
3 дня	27,7	24,1	52,2	1101,6	20,9*	18,4	39,2	833,4*
7 дней	5,1	4,1	8,7	181,1	3,5*	2,5	7,6	145,1*
14 дней	4,0	3,0	6,5	140,3	2,1*	1,7	3,2	82,1*
21 день	3,2	2,3	5,4	115,1	1,5*	1,0	2,1	52,5*
1 мес	2,5	1,7	4,4	87,9	1,0*	0,5	1,5	34,2*
3 мес	1,6	1,0	2,7	51,8	0,5*	0,0	1,0	20,9*
6 мес	1,0	0,5	1,8	32,7	0,2*	0,0	0,5	12,3*

Примечание: \* различия между медианами и различия между суммами площадей зон воспаления статистически значимы ( $p \leq 0,05$ ) при сравнении данных 1 и 2 групп.

На рис. 18 хорошо видна тенденция к уменьшению зон воспаления с течением времени в сравнительном аспекте данных 1 и 2 групп.

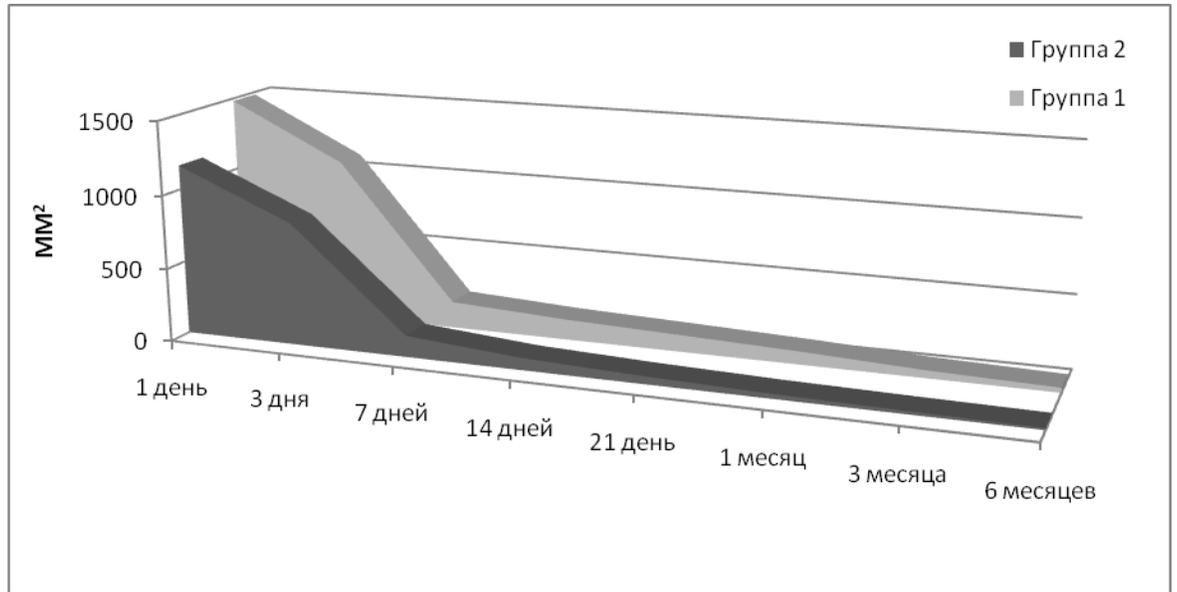


Рис. 18. Снижение площадей зон воспаления в группах с течением времени.

Таким образом, применение в качестве вспомогательного и паковочного материала гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе для изготовления съёмных пластиночных протезов, позволяет повысить эффективность лечения в первую очередь при полном отсутствии зубов.

### **3.2.2. Анализ результатов исследования атрофии альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей под базисами съёмных пластиночных протезов**

Изучения влияния базисов съёмных пластиночных протезов на ткани протезного ложа является одним из основных показателей эффективности протезирования данными конструкциями. Атрофия костной ткани альвеолярного отростка и альвеолярной части свидетельствует о равномерности распределения жевательной нагрузки, передаваемой в случае съёмных пластиночных протезов,

на слизистую оболочку. Сравнительная оценка убыли костной ткани через один год дана в таблице 12.

Таблица 12

Сравнительная оценка убыли костной ткани через 1 год,  $M \pm s$

Ориентир зуба	Среднее (мм)	Среднее (мм)
	1 группа n=30	2 группа n=30
I моляр	0,93±0,02	0,67±0,05*
Клык	0,91±0,02	0,65±0,05*
Резцы	0,89±0,01	0,64±0,04*

Примечание: \* различия между средними значениями атрофии в мм статистически значимы ( $p \leq 0,05$ ) при сравнении данных 1 и 2 групп.

Анализ полученных результатов позволил установить, что при использовании гипса стоматологического третьего класса в качестве паковочного материала для изготовления съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда у пациентов (группа 1) наблюдалось уменьшение высоты альвеолярного отростка и альвеолярного гребня через год пользования составляло от 0,87мм до 0,98мм, при этом наибольшие показатели убыли костной ткани наблюдались в ориентирах первых моляров (рис. 19).

В свою очередь у пациентов второй группы, протезы которых были изготовлены с применением гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, эти показатели оказались ниже – 0,65±0,05мм. Так же стоит отметить, что различие в интенсивности убыли костной ткани снизилось между метками в области первых моляров и клыков на 20-22%.

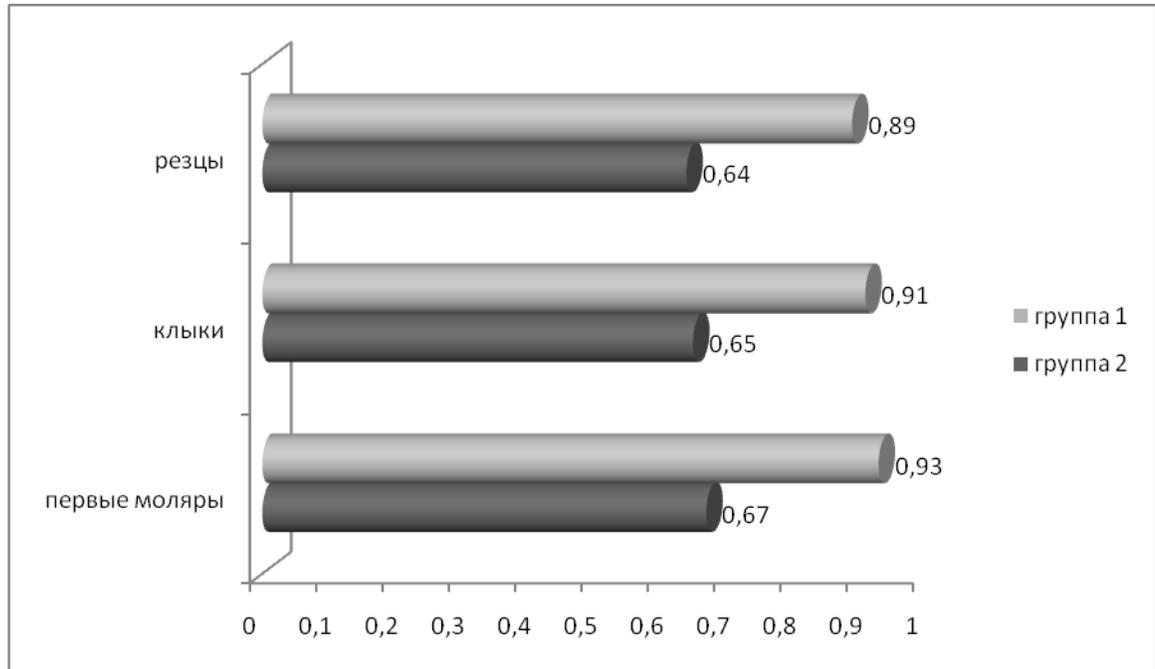


Рис.19. Сравнительная оценка убыли костной ткани через один год после лечения.

Таким образом, можно сделать выводы, что при использовании гипса стоматологического третьего типа, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе в качестве паковочного материала для изготовления съёмных пластиночных протезов, снижается атрофия альвеолярного гребня и альвеолярного отростка в первый год пользования данными протезами, а также происходит более равномерное распределение жевательного давления под их базисами.

### 3.2.3. Анализ результатов ортопедического лечения

На завершающем этапе клинических исследований были проведены анализ данных индекса Улитовского-Леонтьева и результатов оценки качества жизни пациентов с применением валидированного опросника ОНП-14.

Результаты опросов пациентов, проведенные через один месяц, три месяца и через 12 месяцев после лечения, с помощью шкалы Улитовского-Леонтьева по 14 вопросам, выраженные в баллах в виде медианы, нижнего и верхнего квартилей в сравнительном аспекте представлены соответственно на рис. 20, 21, 22 и таблицах 13,14,15 в итоговых строках которых даны суммарные баллы для каждой группы и их интерпретация в соответствии с формулой Улитовского-Леонтьева, выраженная в процентах.

Таблица 13

Результаты теста Улитовского-Леонтьева через 1 месяц после лечения

Номер вопрос	Балл в 1 группе (Медиана)	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Балл в 2 группе (Медиана)	Нижний квартиль	Верхний квартиль
1v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
2v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
3v	3,0	3,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
4v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
5v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
6v	3,5	3,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
7v	3,5	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
8v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
9v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
10v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
11v	3,0	3,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
12v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
13v	3,0	2,0	4,0	2,0*	1,0	2,0
14v	3,0	2,0	4,0	2,0*	1,0	2,0
Сумма	43 (61,4%)			28 (40%)		

\*Примечание: различия между медианами статистически значимы при  $p \leq 0,05$

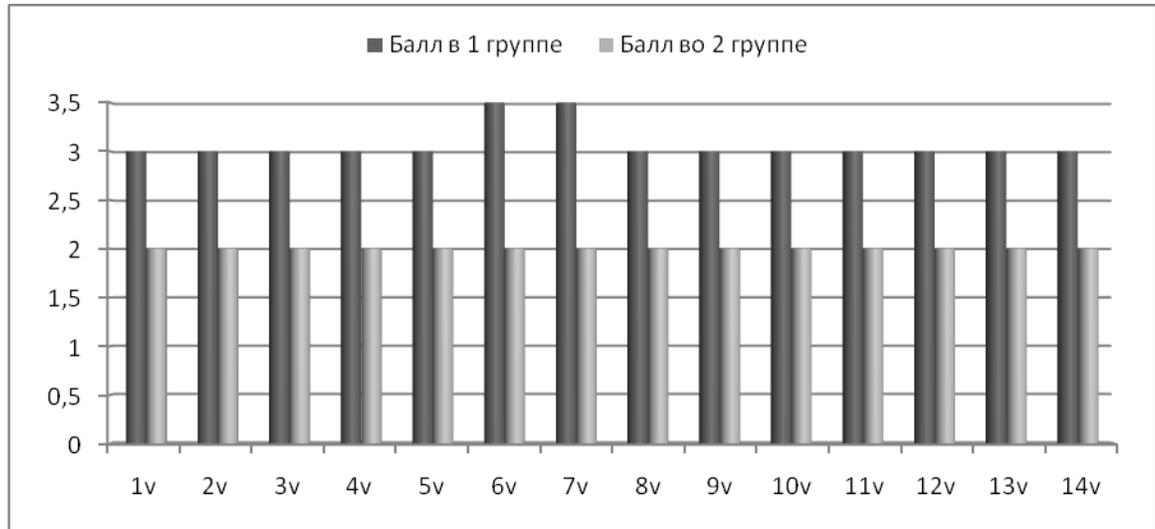


Рис. 20. Сравнительная оценка данных через 1 месяц после лечения по шкале Улитовского-Леонтьева.

Таблица 14.

Результаты теста Улитовского-Леонтьева через 6 месяцев после лечения

Номер вопрос	Балл в 1 группе (Медиана)	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Балл в 2 группе (Медиана)	Нижний квартиль	Верхний квартиль
1v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
2v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
3v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
4v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
5v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
6v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
7v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
8v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
9v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
10v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
11v	3,0	2,0	4,0	2,0*	1,0	2,0
12v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
13v	3,0	2,0	4,0	2,0*	1,0	2,0
14v	2,5	2,0	3,0	2,0*	1,0	2,0
Сумма	41,5 (59,2%)			28 (40%)		

\*Примечание: различия между медианами статистически значимы при  $p \leq 0,05$

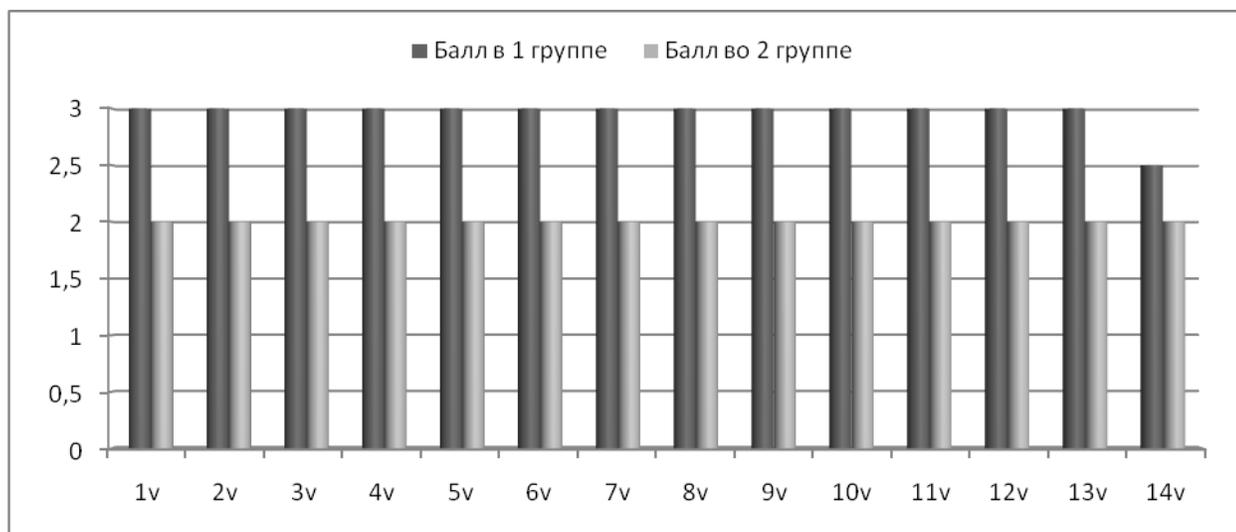


Рис. 21. Сравнительная оценка данных через 6 месяцев после лечения по шкале Улитовского-Леонтьева.

Таблица 15

Результаты теста Улитовского-Леонтьева через 6 месяцев после лечения

Номер вопрос	Балл в 1 группе (Медиана)	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Балл в 2 группе (Медиана)	Нижний квартиль	Верхний квартиль
1v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
2v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
3v	3,0	2,0	3,0	2,0*	2,0	2,0
4v	3,0	2,0	3,0	2,0*	2,0	2,0
5v	3,0	2,0	3,0	2,0*	2,0	2,0
6v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
7v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
8v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
9v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
10v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
11v	3,0	2,0	4,0	2,0*	1,0	2,0
12v	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	2,0
13v	3,0	2,0	4,0	2,0*	1,0	2,0
14v	3,0	2,0	3,0	2,0*	1,0	2,0
Сумма	42 (60%)			28 (40%)		

\*Примечание: различия между медианами в группах статистически значимы при  $p \leq$

0,05

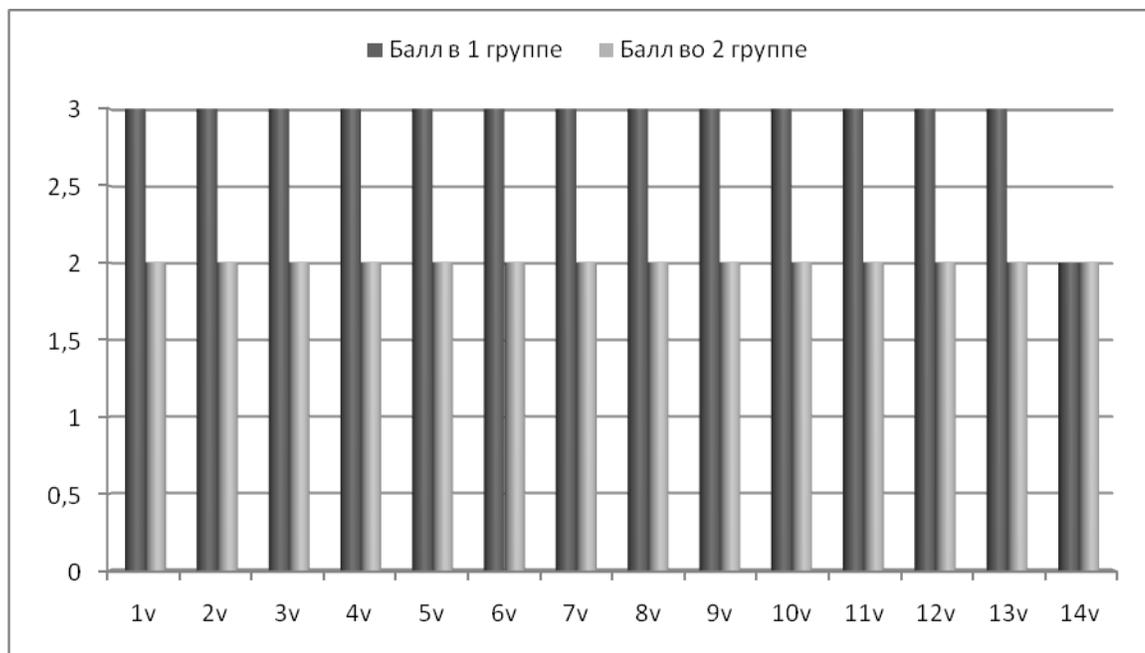


Рис. 22. Результаты теста Улитовского-Леонтьева через 12 месяцев после лечения.

Результаты теста Улитовского-Леонтьева, выраженные в баллах, далее были рассчитаны по формуле

$$\frac{\sum(a_1 + \dots + a_{14})}{5 \times 14} * 100, \text{ где}$$

$a_1$  – количество баллов по первому вопросу,

$a_{14}$  – количество баллов по 14-ому вопросу,

14 - количество вопросов в индексе,

5 - количество возможных ответов в баллах (см. выше в Главе 2 данного диссертационного исследования).

При значении индекса Улитовского-Леонтьева равным 20% уровень фиксации съёмных протезов считается очень хорошим, от 21% до 40% - хорошим, от 41% до 60% - удовлетворительным, от 61% до 80% - неудовлетворительным и от 81% до 100% - плохим.

Анализ результатов данных индекса Улитовского-Леонтьева в динамике (через 1 месяц, 6 месяцев, 12 месяцев после лечения показал, что средние значения у первой группы находятся в пределах удовлетворительной оценки фиксации съёмных протезов, а у пациентов второй группы, протезы которых были изготовлены с применением в качестве паковочного материала гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, в пределах хорошей оценки фиксации протезов (рис. 23).

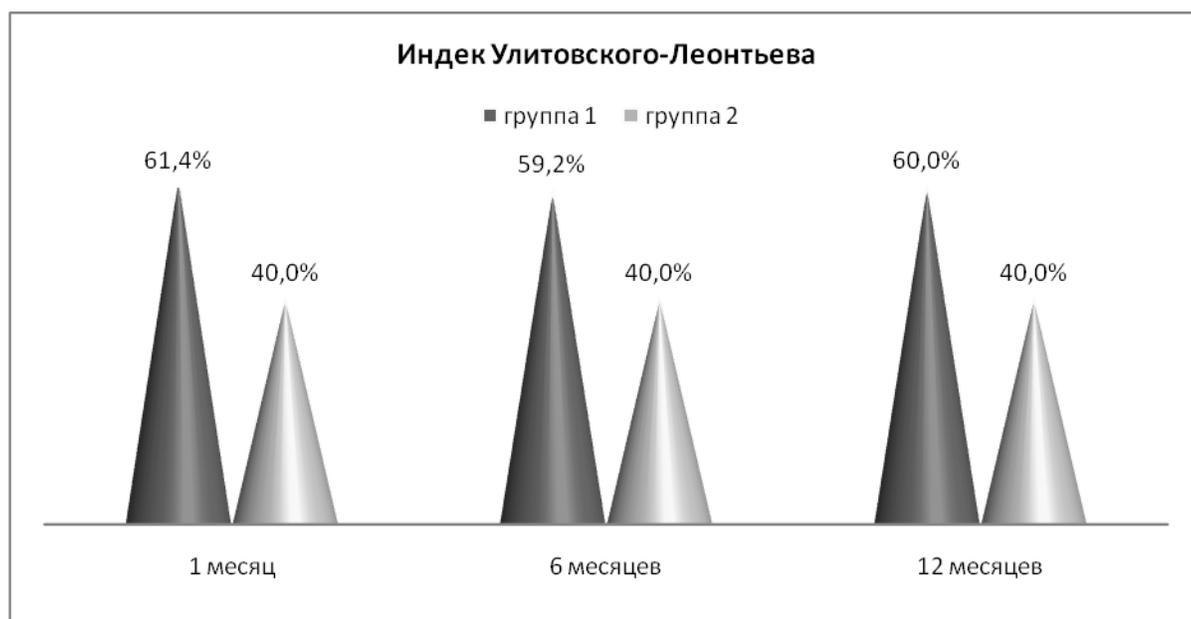


Рис. 23. Сравнительная оценка результатов данных индекса Улитовского-Леонтьева в динамике (через 1 месяц, 6 месяцев, 12 месяцев после лечения) в исследуемых группах.

Результаты опросов пациентов, проведенные через один месяц, три месяца и через 12 месяцев после лечения, с помощью шкалы ОНIP-14 по 14 вопросам, выраженные в баллах в виде медианы, нижнего и верхнего квартилей в

сравнительном аспекте представлены соответственно на рис. 24,25,26 и таблицах 16,17,18 в итоговых строках которых даны суммарные баллы для каждой группы.

Таблица 16.

Сравнительная оценка результатов теста ОНП-14 через один месяц  
после лечения

Номер вопрос	1 группа n=30			2 группа n=30		
	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль
V1	3,0	3,0	4,0	3,0	2,0	4,0
V2	4,0	3,0	4,0	3,0*	2,0	4,0
V3	3,0	3,0	4,0	3,0*	2,0	3,0
V4	3,0	3,0	3,0	2,0	2,0	3,0
V5	3,0	2,0	3,0	2,5	2,0	3,0
V6	3,0	2,0	3,0	2,5	2,0	3,0
V7	3,0	2,0	4,0	3,0	2,0	3,0
V8	3,0	3,0	3,0	2,5*	2,0	3,0
V9	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V10	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V11	3,0	2,0	4,0	2,5	2,0	3,0
V12	3,0	2,0	4,0	3,0	2,0	3,0
V13	2,5	2,0	3,0	2,0	2,0	3,0
V14	3,0	2,0	4,0	2,0	2,0	3,0
Сумма баллов	42,5			37		

\*Примечание: различия между медианами в группах статистически значимы при  $p \leq$

0,05

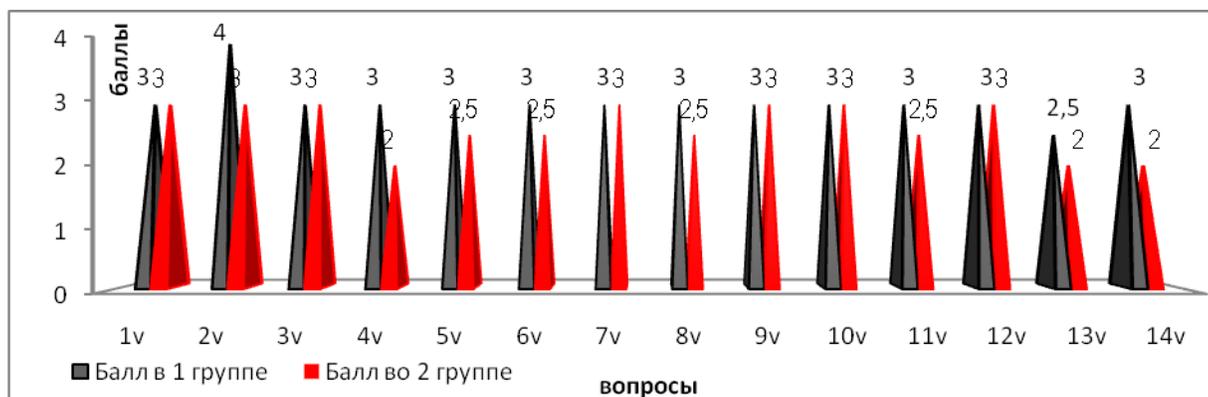


Рис. 24. Результаты теста ONIP-14 через один месяц после лечения

Таблица 17

Сравнительная оценка результатов теста ONIP-14 через шесть месяцев  
после лечения

Вопрос	1 группа n=30			2 группа n=30		
	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль
V1	3,0	2,0	4,0	3,0	2,0	4,0
V2	3,0	2,0	3,0	2,0*	1,0	3,0
V3	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
V4	3,0	3,0	3,0	2,0	2,0	3,0
V5	3,0	2,0	3,0	2,5	2,0	3,0
V6	3,0	2,0	3,0	2,5*	2,0	3,0
V7	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V8	3,0	3,0	3,0	3,0*	2,0	3,0
V9	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V10	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V11	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
V12	3,0	2,0	4,0	2,5	2,0	3,0
V13	2,5	2,0	3,0	2,0	2,0	3,0
V14	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
Сумма баллов	41,5			34,5		

\*Примечание: различия между медианами в группах статистически значимы при  $p \leq$

0,05

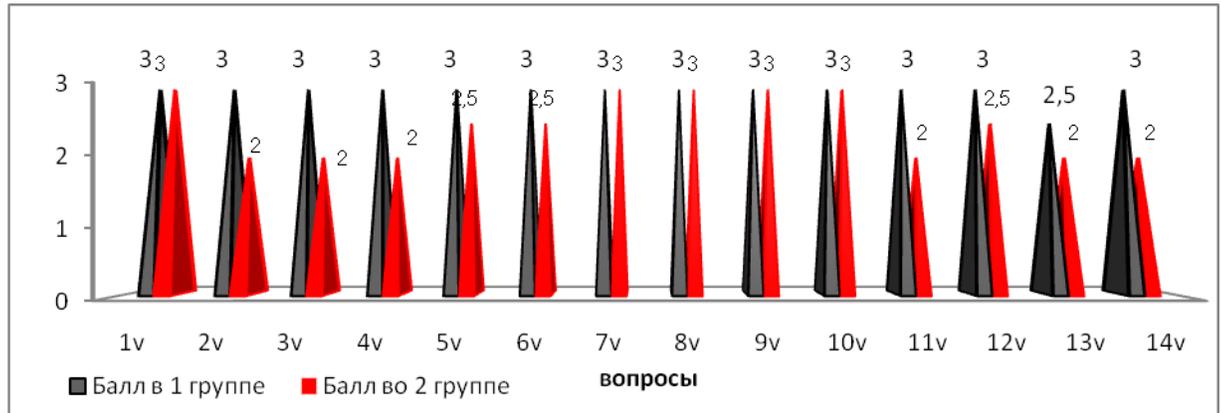


Рис. 25. Результаты теста ОНП-14 через 6 месяцев после лечения.

Таблица 18.

Сравнительная оценка результатов теста ОНП-14 через 12 месяцев  
после лечения

Номер вопроса	1 группа n=30			2 группа n=30		
	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль	Медиана	Нижний квартиль	Верхний квартиль
V1	2,0	2,0	3,0	2,0	1,0	3,0
V2	3,0	2,0	3,0	2,0	1,0	3,0
V3	3,0	2,0	3,0	2,0*	2,0	3,0
V4	3,0	3,0	3,0	2,0	2,0	3,0
V5	3,0	2,0	3,0	2,5	2,0	3,0
V6	3,0	2,0	3,0	2,5	2,0	3,0
V7	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V8	3,0	3,0	3,0	2,5*	2,0	3,0
V9	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V10	3,0	2,0	3,0	3,0	2,0	3,0
V11	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
V12	3,0	2,0	4,0	2,5	2,0	3,0
V13	2,5	2,0	3,0	2,0	2,0	3,0
V14	3,0	2,0	4,0	2,0*	2,0	3,0
Сумма баллов	40,5			33		

\*Примечание: различия между медианами в группах статистически значимы при  $p \leq$ 

0,05

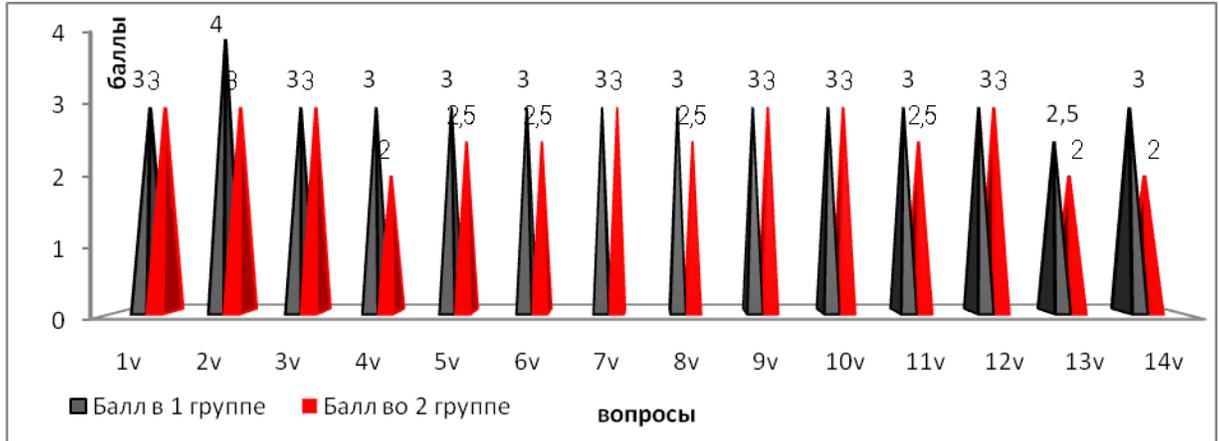


Рис.26. Результаты теста ОНП-14 через 12 месяцев после лечения.

Анализируя результаты опроса по стоматологическому индексу ОНП-14 в динамике, можно сделать вывод, что пациенты в обеих группах оценивают качество своей жизни как удовлетворительное. Тем не менее, средние результаты пациентов, протезы которых были изготовлены с применением гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатром на поликарбоксилатной основе, находятся ближе к границе критериев хорошей оценки качества жизни, составляющей 28 баллов (рис. 27).

Сравнительная оценка суммарных средних результатов данных опроса по индексу ОНП-14 в динамике (через 1 месяц, 6 месяцев, 12 месяцев после лечения) дана рис.27.

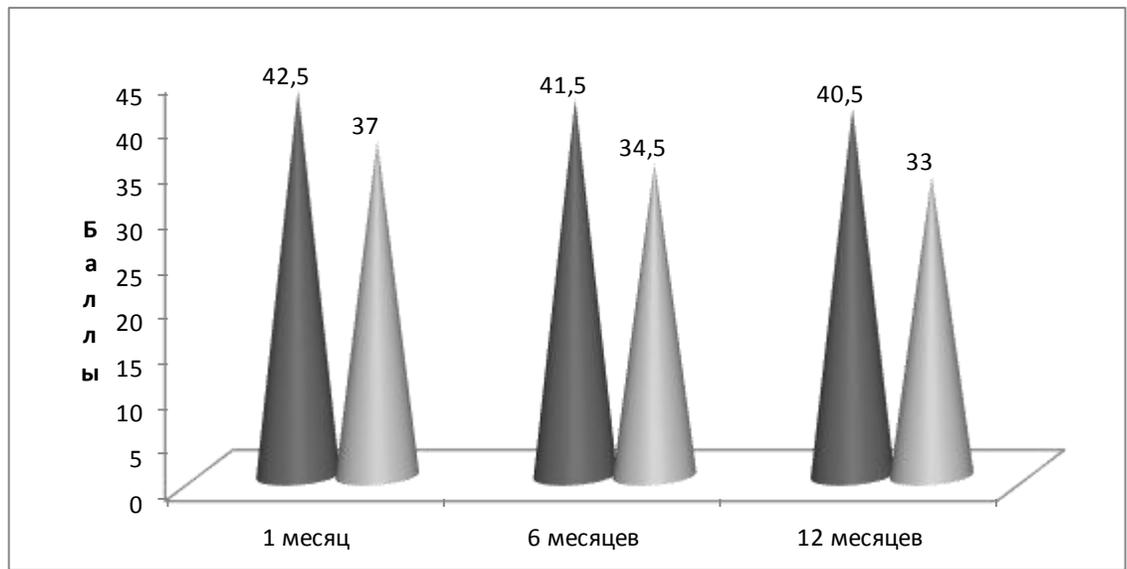


Рис.27. Сравнительная оценка результатов данных опроса по индексу ОНIP-14 в динамике (через 1 месяц, 6 месяцев, 12 месяцев после лечения).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Гипс стоматологический является одним из основных вспомогательных материалов в зуботехническом производстве. Без его применения не обходится изготовление ни одного зубного протеза. Исходные физико-механические свойства данного материала не удовлетворяют требованиям стоматологов и зубных техников. Многие исследователи посвятили свои работы разработке рецептур на основе гипса. Многолетний опыт позволил получить различные материалы, отличающиеся по физико-механическим свойствам. Для гипса стоматологического наиболее важными являются прочностные характеристики, способность четко воспроизводить мельчайшие детали (размером до 20 мкм), сохранение пространственных размеров и другие, а также технологические свойства (текучесть, пластичность теста и другие). Для достижения данных целей использовались различные методики. Одни основаны на применении воздействия на уже кристаллизованный материал (сушка моделей, покрытие лаками), другие учитывают чёткое соотношение количества воды для замешивания, некоторые используют специальные жидкости, содержащие модифицирующие вещества для влияния на процесс кристаллизации. По нашему мнению, последний путь модификации является наиболее удобным. Более того, при использовании модификаторов, добавляемых в порошок гипса, даёт технологические преимущества (использование дистиллированной воды), что более удобно при работе с данным материалом.

Развитие стоматологии в области протезирования неуклонно показывает рост числа людей, пользующихся съёмными зубными протезами. При этом, процент таких пациентов постоянно увеличивается, что по некоторым данным связано с увеличением процента пожилых людей от общего количества населения. Подавляющее число съёмных протезов изготавливается с применением акриловых пластмасс. Тем не менее, многие исследователи

указывают, что остается достаточно большим процент (около 25%) пациентов, которые не пользуются изготовленными съёмными протезами, что связано как правило с плохой фиксацией и стабилизацией и с развитием под базисами протезов заболеваний слизистой оболочки различного генеза. Кроме того, развитие атрофических процессов изменяет рельеф тканей протезного ложа и ведёт к несоответствию с профилем базиса протеза, что в свою очередь вновь ускоряет процессы атрофии из-за неравномерного распределения жевательной нагрузки.

Одним из направлений повышения качества протезирования съёмными зубными протезами является разработка и совершенствование паковочных материалов. Стоит отметить, что достаточный выбор конструкционных материалов для съёмных протезов и технологий их изготовления требует наличия вспомогательных паковочных материалов с определёнными свойствами, что является актуальным вопросом и имеет большое значение для практического здравоохранения.

Для улучшения физико-механических показателей нами были выбраны пеногаситель агитан и гиперпластификатор на поликарбоксилатной основе. Первый должен снизить пористость гипса и тем самым улучшить поверхность модели, а второй – снизить водопотребление, тем самым повысить пластичность, прочность и так же улучшить поверхность изготавливаемой модели.

На первом этапе наших исследований был проведён комплекс испытаний по изучению физико-механических свойств исходных и модифицированных образцов. Для исследования были приготовлены образцы исходно гипса 3 класса –  $\alpha$ -госк («Целит», г. Воронеж) и образцы модифицированного гипса 3 класса, содержащие в качестве модифицирующих добавок агитан в соотношении 3% и 5% по массе к порошку и гиперпластификатор на поликарбоксилатной основе в соотношении от 0,2% до 0,5% по массе к порошку.

Все испытания физико-механических свойств были выполнены согласно ГОСТ 31568-2012. Одной из первых характеристик, с которой сталкиваются врачи и зубные техники при работе с гипсами является рабочее время, то есть время от начала замешивания гипсовой смеси до момента, когда ею можно заполнить необходимые формы без потери качества приготовленной смеси. Время начала схватывания образца определялось в минутах от начала смешивания гипса с водой до момента, когда игла прибора Вика не доходит до нижней пластинки формы. Время окончания схватывания определялось в минутах от начала смешивания до момента, когда свободно опущенная игла погружалась в гипс не более 2мм.

По результатам исследования при модификации гипса стоматологического третьего класса пеногасителемагитаном увеличивается его время схватывания и твердения на 5-7%. При модификации гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе происходят более значительные изменения – увеличение на 15-20%.

Важной характеристикой гипса является его прочность при сжатии, поскольку на различных этапах изготовления зубных протезов он подвергается тому или иному механическому давлению, а, следовательно, должен выдерживать определённые нагрузки. Для приготовления образцов использовали специальные пресс-формы, имеющие диаметр 20мм и высоту 40 мм. Гипс замешивали на дистиллированной воде в соотношении 28мл на 100г порошка. По истечении  $45 \pm 1$  мин образцы извлекали из форм и оставляли на 15 мин при комнатной температуре. Затем проводили испытание в разрывной машине до момента разрушения образца. Результаты испытания показывают, что модификация гипса стоматологического третьего класса пеногасителемагитаном не влияет на прочностные характеристики значительным образом. При

модификации этого же материала гиперпластификатором на поликарбонатной основе показатель увеличивается на 30-40%.

Изучение такого параметра, как линейное расширение при твердении для гипса очень важно, поскольку именно эта характеристика может повлиять на пространственные размеры формы или получаемой модели, что непосредственно скажется на точности, а значит и качестве изготавливаемых при этом зубных протезов. Согласно ГОСТ 31568-2012 испытание на изучение линейного расширения гипса при твердении проводили с использованием прибора ГОИ, который представляет собой металлический цилиндр высотой 10мм и внутренним диаметром 50мм. При использовании в качестве модификатора гипса стоматологического гиперпластификатора линейное расширение снижается на 20%. При модификации данного материала пеногасителемагитаном данный показатель практически остаётся неизменным.

Исследование адгезии акриловых полимеров к модифицированным гипсовым образцам проводилось на базе лаборатории ООО «Целит», г.Воронеж. Для испытания были подготовлены образцы гипса в количестве по 500г для одного опыта, восковые заготовки, пластмасса базисная «Фторакс», изолак (производство «Целит»), металлические кюветы. Пластинки базисного воска складывали пополам и вырезали из них образцы прямоугольной формы размерами 4см на 5см, края сглаживали на горелке. Замешивали первую порцию гипса (300г) в соотношении 28-29мл дистиллированной воды на каждые 100г порошка. После этого, на вибростолу заполняли основание металлической кюветы полученным гипсовым тестом и укладывали на поверхность восковые прямоугольные формы, частично погружая в гипс. При этом одна из форм имела V-образный вырез по краю. По истечении 60мин, закрывали крышку кюветы, готовили вторую порцию гипса (250г) и заполняли кювету полностью. После того как прошла полная кристаллизация гипса, выплавляли восковые формы,

раскрывали кюветы и оставляли просохнуть при температуре 23-25<sup>0</sup>С и относительной влажности 40-60% в течении 240мин. Затем ту часть кюветы, где имелась форма с V-образным вырезом смазывали изолаком, готовили полимер-мономерную смесь, паковали в тестообразном состоянии и полимеризовали на водяной бане 45 мин.

После остывания кюветы раскрывали и оценивали результаты, которые показали, что наилучшие показатели при визуальной оценке образцов имела модификация гипса гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе.

Полученные нами результаты в ходе первого этапа исследований позволили предположить, что использование в качестве вспомогательных и паковочных материалов гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, для изготовления съёмных пластиночных протезов повысит эффективность лечения при использовании данного вида конструкций. Стоит отметить, что наибольшие изменения происходили при содержании гиперпластификатора в количестве 0,2-0,3% по массе к порошку.

На втором этапе нашего комплекса исследований на базе стоматологической поликлиники ВГМУ им. Н.Н.Бурденко было выбрано 60 пациентов с полным отсутствием зубов. Пациенты были поделены на группы. В первую группу (30 человек) входили пациенты мужчины и женщины, имеющие в анамнезе полное отсутствие зубов на одной или обеих челюстях, которым были изготовлены съёмные пластиночные протезы полного зубного ряда с применением гипса стоматологического третьего класса. Во вторую группу (30 человек) входили пациенты мужчины и женщины, имеющие в анамнезе полное отсутствие зубов на одной или обеих челюстях, которым были изготовлены съёмные пластиночные протезы полного зубного ряда с применением в качестве

вспомогательного материала гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе.

Протезы изготавливались по традиционной методике с использованием функциональных оттисков с применением проб Гербста, постановки зубов по Васильеву и использования метода компрессионного прессования.

После наложения протезов проводили контрольное макрогистохимическое исследование при помощи раствора Шиллера-Писарева (1,0г I<sub>2</sub>; 2,0г KI; 40,0 мл дистиллированной воды) и раствора толуидинового синего. После этого пациентов назначали на коррекцию протезов и на контрольные макрогистохимические исследования на следующий день после наложения протезов, через 7, 14, 21 сутки, а в последующем – через 3 и 6 месяцев. Участки воспаления слизистой оболочки проявлялись в виде окрашивания растворами, интенсивность окрашивания показывает интенсивности воспаления в прямой зависимости.

Чтобы определить количественные показатели реакции слизистой оболочки пользовались известной методикой, когда оценивается суммарная площадь воспаления тканей протезного ложа. Показатели зон воспалений суммировались в общую величину для пациента каждой исследуемой группы. Воздействие базисов протезов на слизистую оболочку протезного ложа оценивалось по уменьшению суммарных площадей зон воспаления. Применение методики определения суммарных зон воспаления слизистой оболочки под базисами съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда позволило установить, что средние величины суммарных площадей воспаления пациентов первой группы оказались на 13-15% выше, чем у пациентов второй группы в первые дни пользования протезами. Такая же тенденция наблюдалась при исследовании на 7, 14 и 21 сутки после наложения протезов. Сравнение показателей суммарных зон воспаления у пациентов после пользования

протезами в течении 1,3 и 6 месяцев показывает увеличение разницы между значениями показателей первой и второй групп до 20-25%.

Для регистрации степени атрофии тканей протезного ложа нами было выбрано применение конусно-лучевой компьютерной томографии челюстно-лицевой области, которую выполняли вместе со съёмными протезами. Пациентам проводилось рентгеновское исследование непосредственно в день наложения протезов и контрольное – через 1 год. По полученным данным проводилось измерение высоты альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти. При этом на съёмные пластиночные протезы наносились рентгеноконтрастные ориентиры (гуттаперчивые штифты) в области первых моляров, клыков и между центральными резцами. Это позволяло оценивать показатели убыли кости в одинаковых точках. Для каждого пациента регистрировались ориентиры, относительно которых проводились измерения. При последующем исследовании измерения проводились относительно этих же ориентиров с учётом позиционирования виртуальной модели в трёхмерном пространстве, которое должно было совпадать с таковым при первоначальном исследовании. Измерения проводились с точностью до сотых долей миллиметра. Анализ полученных результатов позволил установить, что при использовании гипса стоматологического третьего типа в качестве паковочного материала для изготовления съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда у пациентов (группа 1) наблюдалось уменьшение высоты альвеолярного отростка и альвеолярного гребня от 0,87мм до 0,98мм, при этом наибольшие показатели убыли костной ткани наблюдались в ориентирах первых моляров. В свою очередь у пациентов второй группы, протезы которых были изготовлены с применением гипса стоматологического третьего типа, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, эти показатели оказались ниже –  $0,65 \pm 0,09$ мм. Так же стоит отметить, что разница в интенсивности убыли

костной ткани снизилась между метками в области первых моляров и клыков на 20-22%

На завершающем этапе клинических исследований мы провели оценку качества оказанной реабилитации. Для этого на основании субъективных ощущений пациентов проведено анкетирование, которое состояло из двух этапов. На первом этапе пациентам было предложено оценить качество фиксации и стабилизации изготовленных зубных протезов. Был использован индекс фиксации съёмного зубного протеза С.Б.Улитовского-А.А.Леонтьева [8]. Для определения данного индекса проведено анкетирование пациентов обеих групп по 14 критериям.

На втором этапе было проведено определение качества жизни. Данный показатель оценивался с использованием валидированного опросника качества жизни «Профиль влияния стоматологического здоровья» ОНIP-14 RU, который содержит 14 вопросов, отражающих влияние полных съёмных протезов на повседневную жизнь, общение с людьми. Каждый вопрос оценивался по пятибалльной системе (где 5 – наиболее отрицательное значение). Далее баллы суммируются, и по полученному результату определяют уровень качества жизни пациентов [2,3,4,5].

Оценка значений индекса Улитовского-Леонтьева проходила по следующим критериям: при значении равном 20% уровень фиксации съёмных протезов считается очень хорошим, от 21% до 40% - хорошим, от 41% до 60% - удовлетворительным, от 61% до 80% - неудовлетворительным и от 81% до 100% - плохим. Результаты индекса ОНIP-14 оценивались простым суммированием баллов и оценкой по следующим критериям: 14-28 – хороший уровень качества жизни, 29-56 – удовлетворительный, 57-70 – неудовлетворительный уровень качества жизни.

## ВЫВОДЫ

1 На основании проведённых исследований физико-механических свойств разработана рецептура гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе в соотношении 0,2% по массе к порошку.

2 При модификации гипса стоматологического гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе в соотношении 0,2% по массе к порошку увеличивается прочность материала при сжатии на 35%, снижается линейное расширение на 20% и адгезия к базисным полимерам.

3 При изготовлении съёмных пластиночных протезов методом компрессионного или литьевого прессования целесообразно использования гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе в соотношении 0,2% по массе к порошку, в качестве паковочного материала.

4 Анализ клинических исследований показал, что съёмные зубные протезы полного зубного ряда, изготовленные с применением гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, позволяют снизить сроки адаптации, уменьшить атрофию тканей протезного ложа, равномерно распределить жевательную нагрузку и повысить субъективную оценку качества протезирования в целом.

## **ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ**

1. Применение гиперпластификатора на поликарбоксилатной основе в качестве модификатора для гипса стоматологического третьего класса позволяет изменить его физико-механические и технологические свойства.

2. Рекомендуется использование гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, в качестве паковочного материала при изготовлении съёмных пластиночных протезов полного зубного ряда.

3. Улучшение физико-механических характеристик и получение более высоких результатов лечения съёмными пластиночными протезами, изготовленными методом компрессионного и литьевого прессования с применением гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, позволяет рекомендовать данный материал при использовании метода литьевого прессования.

4. Применение гипса стоматологического третьего класса, модифицированного гиперпластификатором на поликарбоксилатной основе, в качестве паковочного материала может быть рекомендовано при изготовлении частично-съёмных протезов из акриловых и термопластических материалов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А.с. 2134084 Россия. Способ изготовления зубных моделей из гипса / А.И. Моргачев ; Воронежская мед. акад. - № 97121759 ; заявл. 15.12.97 ; опубл. 10.08.1999.
2. Абаджян В.Н. Влияние полных съёмных протезов на слизистую оболочку протезного ложа пациентов : автореф. дис. ... канд. мед. наук / В.И. Абаджян. – Тверь, 2003. – 18 с.
3. Абакаров С.И. Методы улучшения адаптации к полным съёмным протезам у больных пожилого и старческого возраста [Электронный ресурс] / С.И. Абакаров, Д.В. Сорокин. – 2004.
4. Абдурахманов А.И. Материалы и технологии в ортопедической стоматологии / А.И. Абдурахманов, О.Р. Курбанов. – Москва : Медицина, 2000. – 206 с
5. Аболмасов Н.Г. Ортопедическая стоматология. Руководство для врачей зубных техников, студентов стоматологических вузов и мед. учреждений / Н.Г. Аболмасов. – Санкт-Петербург : СГМА, 2000. – 576 с.
6. Абрамович А.М. Качество жизни больных с частичным и полным отсутствием зубов : автореф. дис. ... канд. мед. наук. - Москва, 2005. - 25 с.
7. Адгезия *Candida albicans* к пластмассовой поверхности при коррекции съёмных протезов / Д. Росток [и др.] // Стоматология. – 2004. – Т. 83, № 5. – С. 14-16.
8. Баркан И.Ю. Частота встречаемости полного отсутствия зубов у проживающих в Омском геронтологическом центре «Куйбышевский» и нуждаемость этих лиц в полном съёмном протезировании / И.Ю. Баркан, В.М. Сеиенюк // Уральский стоматологический журнал. – 2004. – № 6. – С. 27-28.

9. Белорусские стоматологические материалы / М.И. Кузьменков [и др.] // Тезисы докладов БГТУ. – Минск, 2001. – С. 15.
10. Бобров А.П. Разработка технологии для оптимизации свойств стоматологических материалов : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / А.П. Бобров. – Москва, 2001. – 37 с.
11. Богданович И.А. Высокопрочное гипсовое вяжущее для стоматологических целей / И.А. Богданович // Тезисы докладов БГТУ. – Минск, 2000. – С. 25-26.
12. Богданович И.А. Синтетический супергипс для стоматологии / И.А. Богданович, О.А. Капитанова // Тезисы докладов МАТЕХ. – 2000. – С. 46-47.
13. Богданович И.А. Супергипс для стоматологических целей / И.А. Богданович // Тезисы докладов БГТУ. – Минск, 1999. – С. 28-29.
14. Брагин Е.А. Клинические аспекты реабилитации пациентов с полной потерей зубов съёмными протезами с металлическим базисом / Е.А. Брагин // Современная ортопедическая стоматология. – 2005. – № 3. – С. 28-30.
15. Будакова Е.В. Клинико-экспериментальное обоснование применения изопрен-стирольного термоэластопласта для базисов съёмных пластиночных протезов : дис. ... канд. мед. наук / Е.В. Будакова. – Воронеж, 2009. – 132 с.
16. Валидация русскоязычной версии опросника ОНП у пациентов с диагнозом хронический генерализованный пародонтит средней степени тяжести / Г.М. Барер [и др.] // Стоматология. – 2007. – № 5. – С. 27-30.
17. Ван Нурт Р. Основы стоматологического материаловедения / Р. Ван Нурт. – 2002. – С. 221-227.
18. Васильченко В.Г. Особенности изготовления полных съёмных протезов / В.Г. Васильченко // Зубной техник. – 2003. – № 5. – С. 30-31.

19. Веденева Е.В. Роль стоматологического лечения в улучшении качества жизни пациентов : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Е.В. Веденева. – Москва, 2010. – 24 с.
20. Влияние базисных пластмасс на слизистую оболочку протезного ложа : метод. рекомендации / Э.С. Каливрадзиян [и др.]. – Воронеж, 2001. – С. 8-10.
21. Влияние пластификаторов на твердение гипсового вяжущего / С.С. Шленкина [и др.] // Строительные материалы. – 2007. – № 9. – С. 61- 62.
22. Влияние протезов различных конструкций на опорные ткани протезного ложа / Э.С. Каливрадзиян [и др.] // Актуальные вопросы ортопедической стоматологии: посвящается 40-летию кафедры ортопедической стоматологии. – Воронеж, 2000. – С. 151-156.
23. Влияние супер- и гиперпластификаторов на водопотребность и прочностные характеристики затвердевшего камня на основе комплексного вяжущего / П.Г. Василик [и др.] // Повышение эффективности производства и применения гипсовых материалов и изделий : материалы 5-ой Междунар. науч.-практ. конф. – Москва, 2010. – С. 47-51.
24. Воронов А.П. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов / А.П. Воронов, И.Ю. Лебедеенко, И.А. Воронов. – Москва : МЕД-пресс-информ, 2009. - 334 с.
25. Воронов А.П. Протезы с двухслойными базисами / А.П. Воронов, Д.А. Воронов // Стоматология и челюстно-лицевая хирургия: современные технологии, новые возможности : сб. тр. междунар. науч.-практ. конф. – Махачкала, 2007. – С. 89-90.
26. Гажва С.И. Качество жизни пациентов с заболеваниями полости рта (обзор литературы) / С.И. Гажва, Р.С. Гулуев, Ю.В. Гажва // Современные проблемы науки и образования. – 2012. – № 4. – С. 25-27.

27. Гильманова Н.С. Адаптация к полным съёмным зубным протезам лиц среднего возраста в зависимости от их психоэмоционального статуса : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Н.С. Гильманова. – Москва, 2007. – 25 с.
28. Гипсы стоматологические. Общие технические условия. Гостандарт России. – Москва : Изд-во стандартов, 2002. – 2 с.
29. Гожая А.Д. Заболевания слизистой оболочки полости рта, обусловленные материалами зубных протезов (этиология, патогенез, клиника, диагностика, лечение, профилактика) : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / А.Д. Гожая. – Москва, 2001. – 53 с.
30. Горюнов В.В. Прецизионные технологии изготовления съёмных протезов / В.В. Горюнов, М.И. Литвинова // Панорама ортопедической стоматологии. – 2007. – № 4. – С. 18-22.
31. Дедюрина Л.Н. Применение мягкой подкладки в двухслойных базисах пластиночных протезов, модифицированной эпоксицианированным соевым маслом : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Л.Н. Дедюрина. – Воронеж, 2005. – 19 с.
32. Жолудев С.Е. Адгезивные средства в ортопедической стоматологии / С.Е. Жолудев. – Москва : Изд-во «Стоматология», 2007. – 112 с.
33. Жукова А.И. Использование методов математической статистики в медико-биологических исследованиях / А.И. Жукова, А.И. Рог, Н.А. Степанян // Новости клинической цитологии. – Воронеж : ВГТУ, 2000. – 183 с.
34. Жулев Е.Н. Материаловедение в ортопедической стоматологии / Е.Н. Жулев. – Нижний Новгород : Изд-во НГМА, 2000. – 136 с.
35. Жулев Е.Н. Частичные съёмные протезы (теория, клиника и лабораторная техника) / Е.Н. Жулев. – Нижний Новгород : Изд-во НГМА, 2000. – 428 с.
36. Заварзин М.Ю. Морфофункциональные изменения в слизистой оболочке и костных тканях нижней челюсти под влиянием двухслойного

частично съемных протезов : автореф. дис. ... канд. мед. наук / М.Ю. Заварзин. – Воронеж, 2004. – 19 с.

37. Зоткина М.А. Клинико-экспериментальное обоснование использования эластичной пластмассы холодного отверждения «Дентасил-Р» для формирования двухслойных базисов пластиночных протезов : дис. ... канд. мед. наук / М.А. Зоткина. – Москва, 1999. – 120 с.

38. Зотов В.М. Повторное протезирование больных с полным отсутствием зубов на верхней и нижней челюсти и резко выраженной атрофией альвеолярного отростка нижней челюсти / В.М. Зотов // Современная ортопедическая стоматология. – 2005. – № 3. – С. 35-36.

39. Ибрагимов Т.И. Актуальные вопросы ортопедической стоматологии с углубленным изучением современных методов лечения / Т.И. Ибрагимов. – Москва : Практическая медицина, 2006. – С. 173-180.

40. Иванова Г.Г. К вопросу о прогнозировании сроков адаптации больных к съемным протезам в процессе лечения заболеваний пародонта при гипертонической болезни / Г.Г. Иванова, З.С. Есенова, Е.С. Левина // Современные вопросы соматологии : сб. науч. тр. – Москва, 1999. – С. 121-123.

41. Иорданишвили А.К. Клиническая ортопедическая стоматология / А.К. Иорданишвили. – Москва : МЕДпресс-информ, 2007. – С. 219-240.

42. Использование стоматологических измерений качества жизни / Г.М. Барер [и др.] // Стоматология для всех. – 2006. – № 2. – С. 4-7.

43. Каливраджиян Э.С. Изготовление базисов съемных протезов методом литьевого прессования / Э.С. Каливраджиян, Е.В. Смирнов, А.В. Лихошерстов // Зубной техник. – 2002. – № 2. – С. 22-24.

44. Каливраджиян Э.С. Основные свойства базисных материалов и их влияние на качество изготовления съемных протезов : метод. рекомендации / Э.С. Каливраджиян, Н.А. Голубев, Е.В. Смирнов Е.В. – Воронеж, 2000. – 21 с.

45. Каливраджиян Э.С. Повышение эффективности протезирования при полной утрате зубов / Э.С. Каливраджиян // Зубной техник. – 2002. – № 1. – С. 18.
46. Каливраджиян Э.С. Проблемы и пути повышения эффективности протезирования при полной утрате зубов / Э.С. Каливраджиян // Актуальные вопросы ортопедической стоматологии. – Воронеж, 2000. – С. 4-7.
47. Калининская А.А. Потребность в стоматологической ортопедической помощи / А.А. Калининская, В.Н. Сорокин, Б.В. Трифонов // Российский стоматологический журнал. – 2006. – № 6. – С. 47-49.
48. Кицуп И.С. Изучение потребности населения в ортопедической стоматологической помощи / И.С. Кицуп // Проблемы социальной гигиены, здравоохранения. – 2002. – № 3. – С. 27-29.
49. Клюев О.В. Клинико-лабораторное обоснование применения зубных протезов с мягкой подкладкой «ГосСил» : дис. ... канд. мед. наук / О.В. Клюев. – Москва, 2010. – 119 с.
50. Копейкин В.Н. Ошибки в ортопедической стоматологии (профессиональные и медико-правовые аспекты) / В.Н. Копейкин, М.З. Миргазизов, А.Ю. Малый. – Москва, 2002. – 240 с.
51. Корехов Б.Н. Физико-механические характеристики эластичных материалов для съёмных зубных протезов / Б.Н. Корехов // Стоматология. – 2009. – Т. 88, № 6. – С. 55-59.
52. Кузьменков М.И. Получение высокопрочного гипсового вяжущего из синтетического Са804\*2Н20 / М.И. Кузьменков, И.А. Богданович // Тезисы докладов БГТУ. – Минск, 1999. – 75 с.
53. Куралесин А.Н. Повышение качества изготовления съёмных пластиночных протезов за счет улучшения поверхностного слоя рабочей модели : автореф. дис. ... канд. мед. наук / А.Н. Куралесин. – Воронеж, 2003. – 65 с.

54. Кучерова М.А. Индекс адгезии микроорганизмов к полимерным базисным материалам как индикатор оценки антимикробных средств / М.А. Кучерова, А.Г. Трефилов // Стоматолог. – 2008. – № 5. - С. 38-44.

55. Лебеденко И.Ю. Новый отечественный силиконовый материал горячей полимеризации "ГосСил" для изготовления двухслойных базисов съемных протезов / И.Ю. Лебеденко, А.П. Воронов, А.Б. Перегудов // Стоматология сегодня. – 2003. – № 5 (27). – 26 с.

56. Лебеденко И.Ю. Протезирование при полном отсутствии зубов протезами с двухслойными базисами. Современный взгляд на проблему / И.Ю. Лебеденко, А.П. Воронов, С.Д. Арутюнов // Клиническая имплантология и стоматология. – 2001. – № 1-2. – С. 45.

57. Лебеденко И.Ю. Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов / И.Ю. Лебеденко, Э.С. Каливрадзиян, Т.И. Ибрагимов. – Москва : МИА, 2005. – 85 с.

58. Лебеденко И.Ю. Функциональные и аппаратные методы исследования в ортопедической стоматологии / И.Ю. Лебеденко, Т.И. Ибрагимов, А.Н. Ряховский. – Москва, 2003. – 127 с.

59. Лесных Н.И. Исследование функциональной эффективности съемных протезов, изготовленных на рабочей модели из модифицированного гипса / Н.И. Лесных, А.И. Моргачев, С.Н. Черенков // Актуальные вопросы стоматологии : материалы 16-й обл. науч.-практ. конф. – Воронеж, 1999. – 56 с.

60. Лесных Н.И. Ортопедическая реабилитация больных с послеоперационными дефектами органов челюстно-лицевой области : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Н.И. Лесных. – Москва, 2003. – 62 с.

61. Лесных Н.И. Снижение атрофических процессов при пользовании съемными протезами на беззубых челюстях : дис. ... канд. мед. наук / Н.И. Лесных. – Москва, 1999. – 138 с.

62. Малый А.Ю. Изучение частоты встречаемости непереносимости конструкционных материалов в ортопедической стоматологии / А.Ю. Малый, Д.В. Басков, С.С. Минаев // Материалы 16 Всероссийск. науч.-практ. конф., Труды 11 Съезда Стоматологической Ассоциации России, 8 съезда стоматологов России. – Москва, 2006. – С. 291-292.

63. Марков Б.П. Методы фиксации протезов на беззубых челюстях / Б.П. Марков // Избранные доклады и лекции по стоматологии. – Москва, 2000. – С. 99-116.

64. Марков Б.П. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии / Б.П. Марков, И.Ю. Лебедеенко, В.В. Еричев. – Москва : ВУНМЦ, 2001. – Ч. 1. – 662 с.

65. Марков Б.П. Фиксация протезов на беззубых челюстях / Б.П. Марков // Зубной техник. – 2004. – № 4. – С. 29-31.

66. Маркскорс Р. Геронтостоматология / Р. Маркскорс // Новое в стоматологии. – 2005. – № 2. – С. 4-37.

67. Милова Е.В. Возможности снижения атрофических процессов опорных тканей протезного ложа при ортопедическом лечении больных съемными конструкциями протезов : дис. ... канд. мед. наук / Е.В. Милова. – Курск, 2007. – 145 с.

68. Минаева В.А. Проблемы съёмного зубочелюстного протезирования / В.А. Минаева. – Изд. 2-е, доп. и испр. – Санкт-Петербург, 2007. – 187 с.

69. Миронова Л.А. Совершенствование методов диагностики и лечения больных с полным отсутствием зубов на верхней челюсти : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Л.А. Миронова. – Ижевск, 2002. – 22 с.

70. Многоступенчатая валидация международного опросника качества жизни «Профиль влияния стоматологического здоровья» OHIP-49RU / О.С. Гилева [и др.] // Уральский медицинский журнал. – 2009. – № 8. – С. 104-109.

71. Моргачев А.И. Клинико-экспериментальное исследование паковочного материала для изготовления базисов зубных протезов из пластмасс : автореф. дис. ... канд. мед. наук / А.И. Моргачев. – Воронеж, 1999. – 45 с.
72. Несветаев Г.В. Гиперпалластификаторы «Melflux» для сухих строительных смесей и бетонов / Г.В. Несветаев, А.Н. Давидюк // Строительные материалы. – 2010. – № 3. – С. 2-3.
73. Нитченко С.Н. Использование синтетического бальзама при ортопедическом лечении больных со сложными условиями протезного ложа : автореф. дис. ... канд. мед. наук / С.Н. Нитченко. – Воронеж, 2003. – 45 с.
74. Новая отечественная силиконовая мягкая основа полного протеза для клинической перебазировки / А.П. Воронов [и др.] // Клиническая стоматология. – 2005. – Т. 34, № 2. – С. 66-69.
75. Об оценке эффективности фиксации полных съемных протезов / А.Н. Чуйко [и др.] // Молодой ученый. – 2013. – № 8. – С. 145-154.
76. Ортопедическая стоматология / И.Ю. Лебедеенко [и др.]. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2011. – 640 с.
77. Ортопедическая стоматология : учебник / под ред. В.Н. Копейкина, М.З. Миргазизова. – Москва : Медицина, 2001. – 624 с.
78. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов : учеб. пособие / А.П. Воронов, И.Ю. Лебедеенко, И.А. Воронов. – Москва : МЕДпресс информ, 2006. – 320 с.
79. Павлова О.Ю. Клиническая оценка эффективности использования адгезивных материалов в процессе адаптации к полным съемным протезам / О.Ю. Павлова // Актуальные проблемы экспериментальной и клинической медицины : материалы 67-й открытой науч.-практ. конф. молодых ученых и студентов с междунар. участ. – Волгоград : Изд-во ВолГМУ, 2009. – 364 с.

80. Пат. 2302820 Российская Федерация, МПК А 61 В 6/00. Способ исследования атрофии костной ткани / Рыжова И.П., Милова Е.В., Корнева Е.Л. - № 2005136347 ; заявл. 22.11.2005 ; опубл. 20.07.2007, Бюл. № 20.

81. Подопригора А.В. Научно-практическое обоснование применения нового конструкционного полимера для базисов съёмных протезов и аппаратов : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / А.В. Подопригора. – Воронеж, 2013. – 33 с.

82. Получение и химические испытания белорусских стоматологических материалов / М.И. Кузьменков [и др.] // Новые лекарственные средства: синтез, технология, фармакология, клиника : тез. докл. – Москва, 2001. – 45 с.

83. Понков В.А. Стоматологическое материаловедение : учеб. пособие / В.А. Понков. – Москва : МЕД пресс информ, 2006. – 384 с.

84. Примачёва Н.В. Оптимизация местного лечения осложнений вызванных съёмными протезами / Н.В. Примачёва // Вопросы стоматологии : межрегион. сб. науч. тр., посвящ. 80-летию со дня рожд. проф. Тихонова и 50-летию Рязанской стоматологической ассоциации. – Рязань, 2009. – С. 267.

85. Протезирование при полном отсутствии зубов : рук-во по ортопедической стоматологии / И.Ю. Лебеденко [и др.]. – Москва, 2005. – 400 с.

86. Профилактика патологии слизистой оболочки полости рта, у пациентов со съёмными зубными протезами / Л.Р. Сарап [и др.] // Клиническая стоматология. – 2007. – № 1. – С.40-43.

87. Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов / И.Ю. Лебеденко [и др.]. – Москва : Медицинская пресса, 2008. – 372 с.

88. Рыжова И.П. Ортопедическое лечение современными съёмными конструкциями зубных протезов : учеб.-метод. пособие по ортопед. стоматологии для студ. стомат. фак-та мед. ВУЗов / И.П. Рыжова, В.П. Денисенко, А.В. Винокур. – Курск : КГМУ, 2007. – 80 с.

89. Рыжова И.П. Оценка динамического состояния костной ткани челюстей по результатам ортопантомографического исследования / И.П. Рыжова, Е.В. Милова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2005. – Т. 5, № 4. – С. 770-772.

90. Рыжова И.П. Пластмассы, используемые в стоматологии. Их виды, свойства. Режимы полимеризации : метод. рекомендации к практ. занятиям по ортопед. стоматологии для студ. 2 курса стомат. фак-та / И.П. Рыжова, А.Е. Круговой. – Курск : КГМУ, 2004. – 20 с.

91. Рыжова И.П. Повышение эффективности лечения больных с полным отсутствием зубов при помощи усовершенствованной технологии получения индивидуальной ложки / И.П. Рыжова, Е.В. Милова // Медико-биологические аспекты и мультифакториальной патологии : материалы Рос. науч. конф. с междунар. участ. - В 2-х т. – Курск : КГМУ, 2006. – Т. 2. – С. 362-365.

92. Рыжова И.П. Применение компьютерной томографии для оценки результатов комплексной подготовки тканей протезного ложа к протезированию / И.П. Рыжова, С.З. Пискунов, Е.В. Милова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2005. – Т. 5, № 4. – С. 766-769.

93. Рыжова И.П. Способ исследования атрофии костной ткани челюстей / И.П. Рыжова, Е.В. Милова, И.Г. Бочарова // Труды 11 съезда СтАР, 8 съезда стоматологов России. – Москва, 2006. – С. 312-314.

94. Рыжова И.П. Сравнительная оценка атрофических процессов в опорных тканях протезного ложа под базисами съемных зубных протезов / И.П. Рыжова, В.П. Денисенко // Стоматология. – 2004. – Спец. вып. : Материалы 6 науч. форума. – С. 120-122.

95. Садыков М.И. Динамика атрофии протезного ложа у больных с полным отсутствием зубов в зависимости от метода ортопедического лечения / М.И. Садыков // Маэстро стоматологии. – 2003. – № 4. – С. 122-125.

96. Седелников П.П. Применение модифицированного эластичного полимера в базисах комбинированных конструкций съёмных протезов для лечения больных с полным отсутствием зубов : дис. ... канд. мед. наук / П.П. Седелников. – Воронеж, 2000. – 175 с.

97. Снятие анатомических и функциональных слепков с беззубых челюстей : метод. рекомендации / Э.С. Каливраджиян [и др.]. – Воронеж, 1999. – 13 с.

98. Способ определения степени атрофии тканей протезного ложа под базисом съёмного протеза / М.И. Садыков [и др.] // Материалы 19 и 20 Всероссийских научно-практических конференций. - Москва, 2008. – С. 405-406.

99. Стоматологическое здоровье в критериях качества жизни / О.С. Гилева [и др.] // Общественное здоровье и организация здравоохранения. – 2011. – С. 6-11.

100. Тарасов В.Н. Отечественные поликарбоксилатные суперпластификаторы производства ООО «НПП МАКРОМЕР» для бетона, гипса и строительных смесей / В.Н. Тарасов // Технологии бетонов. – 2015. – № 1-2.

101. Телебоков Ю.Г. Сравнительная характеристика адаптационных процессов у пациентов к съёмным зубным протезам из разных акриловых пластмасс : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Ю.Г. Телебоков. – Москва, 2001. – 27 с.

102. Трегубов И.Д. Эффективность применения нейлона при протезировании дефектов зубных рядов у детей / И.Д. Трегубов, Д.С. Дмитриенко // Стоматология детского возраста и профилактика. 2007. – № 3. – С. 23-26.

103. Трезубов В.Н. Ортопедическая стоматология: Прикладное материаловедение / В.Н. Трезубов, М.З. Штейнгатт, Л.М. Мишнев. – Санкт-Петербург, 2003. – 384 с.

104. Трезубов В.Н. Современные методы фиксации съемных протезов / В.Н. Трезубов, О.Д. Арутюнов. – Москва, 2003. – 123 с.

105. Улитовский С.Б. Определение степени фиксации съёмного зубного протеза к протезному ложу / С.Б. Улитовский, А.А. Леонтьев // Дентал Юг. – 2009. – № 5. – С. 19-20.

106. Харчилава Е.В. Обоснование применения нового эластичного материала холодной вулканизации для двухслойных протезов : дис. ... канд. мед. наук / Е.В. Харчилава. – Москва : МГМСУ, 2005. – 123 с.

107. Чиркова Н.В. Клинико-экспериментальное обоснование применения модифицированного эластичного акрилового полимера для базисов съемных пластиночных протезов : дис. ... канд. мед. наук / Н.В. Чиркова. – Воронеж, 2003. – 138 с.

108. Шелеметов С.В. Оптимизация ортопедического лечения больных с полным отсутствием зубов : автореф. дис. ... канд. мед. наук / С.В. Шелеметов. – Самара, 2006. – 16 с.

109. Ширяева Л.Р. Средства и способы повышения функциональной эффективности пластиночных протезов полного зубного ряда / Л.Р. Ширяева // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2006. – Т. 5, № 4. – С. 838-841.

110. A Study on the Abrasion Resistance and Surface Roughness of the Dental Stones / H.W. Shim [et al.] // J. Korean Acad. Prosthodont. – 2002. – Vol. 40(2). – P. 184-192.

111. Abdelaziz K.M. The effect of disinfectants on the properties of dental gypsum, part 2: Surface properties / K.M. Abdelaziz, E.C. Combe, J.S. Hodges // J. Prosthodont. – 2002. - № 4. - P. 56-64.

112. Abrasion resistance of a resin-impregnated type IV gypsum in comparison to conventional products / T.J. Lindquist [et al.] // J. Prosthet. Dent. – 2002. – Vol. 87 (3). – P. 319-322.

113. Aleksandruk G. Comparative analysis of elastic materials for lining of removable dental prosthesis in vitro / G. Aleksandruk // Ann. Acad. Med. Stetin. – 2002. – Vol. 48. – P. 163-178.

114. Alterations of surface hardness with gypsum die hardeners / P.E. Harris [et al.] // J. Prosthet. Dent. – 2004. – Vol. 92 (1). – P. 35-38.

115. ANSI/ADA Specification No. 25:2000/ISO 6873:1998 Date of approval: March 23, 2000 Dental Gypsum Products.

116. Azer S.S. Effect of mixing methods on the physical properties of dental stones / S.S. Azer, R.E. Kerby, L.A. Knobloch // J. Dent. – 2008. – Vol. 36, № 9. – P. 736-744.

117. Bailey J.H. The dimensional accuracy of improved dental stone, silverplated, and epoxy resin die materials / J.H. Bailey, T.E. Donovan, J.D. Preston // J. of Prosthetic Dentistry March. – 1988. – Vol. 59, Iss. 3. – P. 307-310.

118. Bosshart M. Как преодолеть устаревшие догмы при изготовлении полных съемных протезов? / M. Bosshart // Новое в стоматологии. – 2009. – № 5. – С. 30-40.

119. Comparison of four techniques for monitoring the setting kinetics of gypsum / M.M. Winkler [et al.] // J. Prosthet. Dent. – 1998. – Vol. 79. – P. 532-536.

120. Creg P. Dental materials properties and applications / P. Creg, J. Pauers // J. Prosthet. Dent. – 2005. – Vol. 7. – P. 183-201.

121. Delayed linear expansion of improved dental stone / H. Heshmati Reza [et al.] // J. of Prosthetic Dentistry. – 2002. - Vol. 88, Iss. 1. – P. 26-31.

122. Effect of a laboratory surfactant on compatibility of type IV dental stones with addition-cured silicone impression materials / C.J. Tredwin [et al.] // Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent. – 2008. – Vol. 16 (2). – P. 73-76.

123. Ellis J.S. A pilot study examining the effects of enhanced aesthetics on oral health related quality of life and patient's satisfaction with complete dentures II Eur / J.S. Ellis, J.M. Thomason, R. McAndrew // Prosthodont. Restor. Dent. – 2010. – Vol. 18. – P. 116-122.

124. Fissenich Z.C. Production of dental models / Z.C. Fissenich, Z.A. Ludwig, M. Trombin // New in dentistry. - 2008. – Vol. 7. – P. 97-100.

125. Kiyomi F. Multi-purpose, PMMA-type Adhesive Resin with Newly Synthesized Microcapsule of Radical Polymerization Initiators / F. Kiyomi // Dental Materials J. – 2008. – Vol. 27 (1) . – P. 35-48.

126. Lindquist T.J. Influence of surface hardener on gypsum abrasion resistance and water sorption / T.J. Lindquist, C.M. Stanford, E. Knox // J. Prosthet. Dent. – 2003. – Vol. 90, Iss. 5. – P. 441-446.

127. Malachias M. Modified functional impression technique for complete dentures / M. Malachias // Braz. Dent. J. – 2005. - Vol. 16, № 2. – P. 231.

128. Mandibular overdentures with immediate loading: satisfaction and quality of life / T.F. Borges [et al.] // Int. J. Prosthodont. – 2011. – Vol. 24. – P. 534-539.

129. Markus R. Dental gypsums / R. Markus // Dental South. – 2007. – Vol. 43, № 2. – P. 147-149.

130. Microwave drying of high strength dental stone: effects on dimensional accuracy / A.U. Yap [et al.] // Oper. Dent. – 2003. – Vol. 28 (2). – P. 193-199.

131. Nurt R. Fundamental of dental materials science / R. Nurt // J. Prosthet. Dent. – 2004. – Vol. 2. – P. 213-218.

132. Paquette J.M. Dimensional accuracy of an epoxy resin die material using two setting methods / J.M. Paquette, T. Taniguchi, S.N. White // J. Prosthet. Dent. – 2000. – Vol. 83. – P. 301-305.

133. Prins G.S. Endocrine disruptors and prostate cancer risk / G.S. Prins // Endocr. Relat. Cancer. – 2008. – Vol. 15 (3). – P. 649-656.

134. Prisco R. Dimensional Accuracy of an Epoxy Die Material Using Different Polymerization Methods / R. Prisco, G. Cozzolino, P. Vigolo // J. Prosthodont. – 2008. – Vol. 18. – P. 156-161.

135. Quality of life and stimulus perception in patients' rehabilitated with complete denture / M.C. Goiato [et al.] // J. Oral Rehabil. – 2012. – P. 132-134.

136. Relationship between impacts of complete denture treatment on daily living, satisfaction and personality profiles / R.O. Hantash [et al.] // J. Contemp. Dent. Pract. – 2011. – Vol. 12. – P. 200-207.

137. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials / P. Duke [et al.] // J. Prosthet. Dent. – 2000. – Vol. 83, № 4. – P. 466-473.

138. Tawse-Smith A. Clinical effects of removable acrylic appliance design on gingival tissues: a short-term study / A. Tawse-Smith // J. Int. Acad. Periodontol. – 2005. – Vol. 3, № 1. – P. 22-27.

139. Tensile strength of type IV dental stones dried in a microwave oven / N. Hersek [et al.] // J. Prosthet. Dent. – 2002. – Vol. 87 (5). – P. 499-502.

140. Teraoka F. Dimensional changes and pressure of dental stones set in silicone rubber impressions / F. Teraoka, J. Takahashi // Dent. Mater. – 2000. – Vol. 16(2). – P. 145-149.

141. Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials // J. Prosthet. Dent. – 2005. – Vol. 93, № 6. – P. 540-544.

142. Weed «Dimensional Accuracy of 7 Die Materials» / B.J. Kenyon [et al.] // J. of Prosthodontics. – 2005. - Vol. 14, № 1. – P. 25-31.

143. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster / M. Wise // J. Prosthet. Dent. – 2001. – Vol. 86 (5). – P. 532-538.

144. [Wongkornchaowalit N.](#) Setting time and flowability of accelerated Portland cement mixed with polycarboxylate superplasticizer / N. [Wongkornchaowalit](#), V. [Lertchirakarn](#) // [J. Endod.](#) – 2011. – Vol. 37 (3). – P. 387-389.

145. Zissis A. Wettability of denture materials / A. Zissis // Quintessence Int. – 2004. – Vol. 32, № 6. – P. 457-462.

## ПРИЛОЖЕНИЯ