ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный университет»

Кафедра ортопедической стоматологии

Допущена к защите

Заведующий кафедрой

_____к.м.н. Голинский Ю. Г

«___»_____20__ г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

на тему: Сравнительная характеристика применяемых оттискных масс при ортопедическом лечении больных с использованием имплантатов

Выполнила:

Студентка 522 группы

Любченко Любовь Олеговна

Научный руководитель:

Шашорин Роман Викторович

Санкт-Петербург

2016 год

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение.....3

Глава 1. Обзор литературы.....8

1.1. Оттискные материалы.....8

1.1.1. Требования к оттискному материалу и его основные характеристики.....8

1.1.2. Свойства оттискных материалов.....10

1.1.3. А – силиконовые оттискные материалы.....18

1.1.4. С – силиконовые оттискные материалы.....20

1.1.5. Полиэфирные оттискные материалы.....22

1.1.6. Сравнительная характеристика силиконов и полиэфиров.....26

1.2. Оттискные ложки.....29

1.3. Методы снятия оттисков.....32

1.3.1. Оттиски с уровня абатментов.....34

1.3.2. Оттиски с уровня имплантатов.....36

1.3.3. Методика закрытой оттискной ложки.....36

1.3.4. Методика открытой оттискной ложки.....37

1.4. Шинирование трансферов.....39

1.5. Индивидуализация трансферов.....40

Глава 2. Материалы и методы исследования.....42

2.1. Клиническое исследование.....42

2.2. Лабораторное исследование.....53

Глава 3. Результаты исследования.....60

Заключение.....64

Выводы.....67

Список литературы.....69

Приложения.....74

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы

Открытие явления остеоинтеграции профессором Пер Ингвар Бранемарк в 1952 году в Университете Гетеборга (Швеция) привело к новому этапу в развитии хирургической и ортопедической стоматологии.

Главная и конечная цель дентальной имплантации – это обеспечение ортопедической реабилитации пациентов. Применение дентальных имплантатов в качестве опоры для ортопедических конструкций значительно расширяет рамки ортопедического лечения, позволяет провести протезирование зубных рядов, наилучшее в функциональном и эстетическом аспекте.

«Повышенные требования к точности посадки протезов с опорой на имплантаты связаны с тем, что в отличие от естественных зубов вокруг остеоинтегрированных имплантатов нет периодонтальной связки, и поэтому они обладают практически «нулевой» физиологической подвижностью». (Mish C.E., 2010).

Успешное функционирование имплантата и фиксируемой на нем ортопедической конструкции заключается в том, чтобы жевательная нагрузка перераспределялась на опорные ткани полости рта, не нарушая их нормальную функцию и не вызывая морфологических изменений в костной ткани.

«В результате остеоинтеграции устанавливается морфологическая и функциональная непосредственная связь между биологически активной, динамично обновляемой костной тканью челюсти и поверхностью дентального внутрикостного имплантата». (Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю., 2003).

Характер контактного взаимодействия имплантата с костной тканью челюсти является одним из определяющих факторов, обеспечивающих успех ортопедического лечения.

Превышение уровня функционального напряжения в результате возникновения напряжений и деформаций в системе «имплантат/кость» может вызывать процессы резорбции костной ткани, результатом которых может быть увеличение подвижности и последующее удаление имплантата.

«Дентальный имплантат обладает лишь минимальной подвижностью, вызванной эластичностью костной ткани». (Sorrentino R. с соавт., 2010).

Так как дентальные имплантаты не поддерживаются периодонтальной связкой, которая может компенсировать некоторую степень погрешности в несъемных ортопедических конструкциях, пассивная посадка является главной целью в успешном изготовлении супраструктуры для имплантатов.

Подвижность по Максельману для резцов – 0,1 – 0,12 мм; для клыков – 0,05 – 0,09 мм; для премоляров – 0,08 – 0,1 мм; для моляров – 0,04 – 0,08 мм. Эти величины составляют приблизительно 50 – 100 микрон (100 микрон = 0,1 мм), что достаточно для компенсации неточности используемых материалов и методик.

Отсутствие пассивной посадки протеза на имплантат приводит к накоплению стресса в комплексе ортопедической конструкции и опорных имплантатов, который вызывает определенные биологические и механические осложнения, такие как раскручивание фиксирующих винтов, их перелом, нарушение остеоинтеграции, накопление зубного налета, повреждение мягких и твердых тканей, потерю костной ткани.

Таким образом, важнейшими факторами обеспечения долговечности несъемных протезов с опорой на имплантаты являются отсутствие внутренних напряжений и точность конструкций на абатментах остеоинтегрированных имплантатов.

Высокоточный оттиск является одним из определяющих условий успешного ортопедического лечения с опорой на имплантаты.

Точная передача пространственных взаимоотношений имплантатов на мастер - модель с помощью снятия оттиска является первым и ключевым шагом в изготовлении супраструктуры с пассивной посадкой и не создающей внутренние напряжения в конструкции.

Важнейшими аспектами при снятии оттисков для изготовления протезов с опорой на имплантаты является трехмерное отображение аналога имплантата на модели согласно расположению имплантата в костной ткани пациента и четкое отображение слизистой оболочки придесневой части (в области маргинальной десны).

Было проведено огромное количество исследований для изучения влияния на точность оттиска различных факторов, таких как техника снятия оттиска, применение различных оттискных материалов, применение техники шинирования оттискных трансферов, индивидуализация оттискных трансферов, тип оттискной ложки, время от снятия оттиска до изготовления мастер - модели.

Позиции расположения имплантатов в костной ткани, их количество и угол наклона, определяемые наилучшими условиями для их интеграции и планируемой ортопедической конструкцией, так же оказывают влияние на качество оттиска.

Возникают новые сложности при необходимости снять оттиск одновременно с препарированных зубов и с имплантатов. В этом случае на оттиске необходимо отобразить не только пространственное расположение имплантата и мягкие ткани вокруг него, но и тончайшие структуры в области зубодесневой борозды препарированных зубов.

Среди всех оттискных материалов, используемых для получения оттисков с имплантатов, наиболее широкое применение нашли материалы из группы безводных эластомеров – полиэфирные и поливинилсилоксановые материалы (А – силиконы). В практической части этой работы будут применяться именно эти оттискные материалы. Так же в исследование включен материал из группы С – силиконов, используемый

иногда врачами – ортопедами в данном виде протезирования при ограничении в выборе материала по различным причинам.

Анализ данных литературы свидетельствует о том, что получение качественного оттиска при протезировании с опорой на имплантаты – актуальная, но до конца неизученная проблема.

В настоящее время так же разработана методика снятия оттиска, основанная на применении цифрового внутриротового сканирования и изготовлении оттиска и мастер - модели с помощью CAD/CAM технологий. Введение цифровых технологий в практику стоматологов – ортопедов и зубных техников выводит возможности протезирования на новый уровень, позволяя значительно улучшить качество и эффективность ортопедической реабилитации пациентов. Однако на данный момент методика применения цифровых оттисков еще не является широко распространенной, и вопрос традиционной технологии получения оттисков с применением оттискных материалов остается актуальным.

Цель исследования

Целью данной работы является повышение качества ортопедических конструкций с опорой на имплантаты путем выбора оптимального материала и метода получения оттиска.

Задачи исследования

Для достижения цели исследования были поставлены следующие задачи:

1. Сравнить оттиски, изготовленные в клиническом эксперименте с применением оттискных масс из групп А – силиконов, С - силиконов и полиэфиров.

2. Выявить недостатки полученных оттисков и оценить влияние физико – химических свойств данных материалов на качество оттиска.

3. Оценить точность трехмерного отображения имплантата при получении оттисков различными методами и материалами.

Научная новизна

Проведена оценка влияния свойств оттискных материалов и методики снятия оттиска на точность воспроизведения материалом тканей протезного ложа, возникновение оттяжек и пор на основании клинического эксперимента.

На экспериментальных моделях изучена точность передачи пространственного расположения аналогов имплантатов различными оттискными материалами и проведена оценка полученных результатов с помощью сканирования моделей CAD/CAM системой.

Практическая значимость

На основании результатов клинического и лабораторного экспериментов определены преимущества и недостатки применения различных оттискных материалов и методов получения оттиска при ортопедическом лечении больных с использованием имплантатов.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Оттискные материалы

1.1.1.Требования к оттискному материалу

Введение новых методов протезирования в ортопедической стоматологии, основанных на применении дентальных имплантатов в качестве опорных элементов для ортопедических конструкций, способствует повышению требований к материалам, применяемым на клинических и лабораторных этапах изготовления конструкций.

Этап снятия оттиска является одним из основополагающих для всей дальнейшей работы по изготовлению конструкции, так как оттиск является связующим и самым важным звеном между стоматологом и зубным техником. В связи с этим является обоснованной разработка усовершенствованных оттискных материалов и новых методов получения оттисков.

Единого подхода к выбору материала и метода получения оттиска, приемлемого для всех клинических ситуаций, нет. Главный фактор при выборе оттискного материала и метода получения оттиска – индивидуальный подход в зависимости от клинических условий для протезирования.

Требования к современным оттискным материалам могут быть условно разделены на несколько групп.

1) Удобство в работе

- легкое и непродолжительное замешивание с обеспечением однородности и отсутствием пористости;
- адекватное рабочее время и время отверждения;
- удобство внесения материала в ложку, в полость рта, в зубодесневую бороздку.

2) Отношение к тканям протезного поля

- безвредность (биосовместимость)

- отсутствие взаимодействия с тканями и жидкостями полости рта, отсутствие прилипания к тканям;

- удовлетворительные органолептические свойства (отсутствие неприятного вкуса, запаха).

3) Соответствие определенным физико – химическим и механическим показателям

- определенная заданная вязкость в зависимости от вида оттиска;

- тиксотропность;

- гидрофильность;

- эластичность и механическая прочность после полимеризации;

- минимальная остаточная деформация;

- минимальная усадка;

- точность воспроизведения деталей поверхности;

- устойчивость к дезинфицирующим растворам;

- отсутствие взаимодействия с материалом модели (гипсом) при отливке;

- стойкость к изменениям окружающей среды.

4) Экономичность

- дешевизна самого материала;

- дешевизна вспомогательных устройств, их простота и ограниченное количество.

(Ряховский А.Н., Мурадов М.А., 2006)

На данный момент в России распространено применение эластичных оттискных материалов (альгинатных масс) и эластомерных (С-силиконов (конденсационных), А - силиконов (аддитивных, поливинилсилоксановых) и полиэфиров).

На этапе снятия оттиска для изготовления конструкции с опорой на имплантаты материалами выбора являются поливинилсилоксановые (А – силиконы) и полиэфирные материалы за счет наилучшего опыта их применения в данном виде протезирования.

Для выбора оттискного материала в конкретной клинической ситуации, врачу необходимо знать характеристики и свойства оттискных масс, представленных среди стоматологической продукции, особенности работы с оттискными материалами различных групп.

1.1.2. Свойства оттискных материалов

Гидрофильность и гидрофобность

Такие важные физико – химические показатели оттискных материалов, как гидрофильность и гидрофобность характеризуют способность веществ к межмолекулярному взаимодействию с водной средой.

Гидрофильные материалы способны интенсивно взаимодействовать с водой, что ведет к полному смачиванию и растеканию жидкости по поверхности.

Гидрофобные материалы слабо взаимодействуют с водой и не смачиваются при взаимодействии с влажной поверхностью.

Оганесян Э. Т. (1993) указывает на то, что гидрофильность характеризует способность вещества, находящегося в водной среде, легко образовывать водородные связи с молекулами воды, при слабом взаимодействии используется термин гидрофобность.

Степень гидрофильности материала играет важную роль, так как высокий коэффициент гидрофильности позволяет получить оттиски без деформаций и изменений из-за воздействия влаги в области протезного ложа.

Гидрофобным материалом трудно получить точный оттиск в присутствии слюны и влаги, оставшейся на тканях протезного ложа, и качественную гипсовую модель без содержания пузырьков.

Одновременно, существует важная взаимосвязь между гидрофобностью материала и его высокой размерной стабильностью, устойчивостью к внешнему воздействию органических жидкостей и способам дезинфекции. Гидрофобный материал не поглощает на себя

влагу, которая воздействует на оттиск в период между его изготовлением и отливкой модели.

Гидрофильность и гидрофобность материала характеризуют такие показатели, как величина свободной поверхностной энергии и значение угла смачивания, влияющего на отливку гипсовой модели. Оттискной материал считается гидрофобным, если его контактный угол смачивания более 45°. Чем выше угол смачивания, тем более гидрофобным является материал, с уменьшением угла смачивания улучшается гидрофильность оттискного материала.

Рис.1 Контактный угол смачивания

Nurt провел измерения контактных углов смачивания водой отвержденных оттискных материалов и получил значения 49,3° для полиэфиров и 98,2° для силиконов аддитивного отверждения.

«Коэффициент гидрофильности – это относительная величина, соответствующая площади поверхности материала, которая абсорбирует жидкость, при этом, не приводя к объемным изменениям самого материала» (Ряховский А. Н., Мурадов М. А., 2006).

Следует отличать понятия «гидрофильности» и «смачиваемости». Под «смачиванием» понимают поверхностное явление, возникающее при соприкосновении жидкости с твердым телом. Оно проявляется в растекании жидкости по твердой поверхности, пропитывании пористых тел, образовании мениска. Таким образом, гидрофильность есть частный случай смачиваемости, поскольку характеризует отношение материала к одной из жидкостей – воде.

В литературе используется термин смачиваемость, как в отношении смачивания оттискным материалом тканей полости рта, так и для смачивания оттискного материала модельным гипсом.

Тиксотропность

Тиксотропность является важным с практической точки зрения свойством оттискных материалов.

А. В. Цимбалистов с соавт. (2001) определяет тиксотропность или регулируемую компрессионную текучесть, как способность материала под давлением становиться текучим, а без давления не стекать.

Тиксотропность позволяет помещать оттискной материал, обладающий данным свойством, на ложку, а так же на препарированные зубы и другие поверхности протезного ложа без последующего стекания материала под действием силы тяжести. Данное свойство делает особенно комфортным процесс снятия оттиска на верхней челюсти.

Коэффициент тиксотропности является относительной величиной, соответствующей количеству материала, которое не стекает в процессе или после нанесения материала, до его полного отвердевания.

Вязкость

Вязкость определяется как способность газов и жидкостей оказывать сопротивление действию внешних сил, вызывающих их течение.

Вязкость полимеров для оттискных материалов зависит от их молекулярной массы (длины полимерных цепей) и от присутствия добавок, таких как наполнители. Чем ниже вязкость материала, тем лучше воспроизведение деталей поверхности. Консистенция служит мерой вязкости и введена в качестве основного показателя оттискных материалов в стандарты ISO и АДА. По ISO их классифицируют на материалы высокой, средней и низкой вязкости. В переработанной спецификации №19 АДА добавлен тип – очень высоковязкий.

Таблица № 1 Различные группы эластичных оттискных материалов

Тип		Вязкость	Обозначение на англ. яз.
По ISO 4823:2000 (E)	По АДА		
0	I	Очень высокая	Putty
1	II	Высокая	Heavy
2	III	Средняя	Medium
3	IV	Низкая	Light

«Количество наполнителя в материалах с 1 по 4 группу уменьшается от 70 до 35%». (В. М. Семенюк, А. В. Цимбалистов).

В зависимости от степени вязкости, оттискные материалы проявляют различные показатели текучести в полости рта. Монофазный оттиск демонстрирует лучшую стабильность и окончательную твердость, но оттискной материал при этом может не затекать вокруг всех структур, как материал низкой вязкости при снятии двухфазного оттиска. Возможность использования материалов с различной степенью вязкости особенно важна, когда необходимо снять оттиск не только с имплантатов, но и с препарированных уступов зубов, расположенных субгингивально.

От вязкости материала зависят такие его характеристики как текучесть и пластичность. Чем меньше вязкость материала, тем больше его текучесть, и наоборот. Для характеристики материала с высокой вязкостью вместо термина текучесть используют понятие пластичность.

Текучесть

Текучесть является свойством материала, характеризующим его способность заполнять форму. Другим определением текучести является способность материала необратимо деформироваться под действием собственной массы (без дополнительных усилий). Текучесть является видом пластической деформации.

Сочетание хороших показателей текучести и тиксотропности предотвращает нежелательное стекание материала после его нанесения вокруг препарированных зубов до того как будет наложена ложка. Это

способствует полному перекрытию тканей протезного ложа и плотному прилеганию к ним оттискного материала.

Пластичность

Пластичность является свойством материала деформироваться без разрушения под действием внешних сил и сохранять новую форму после прекращения их действия. Для получения качественного оттиска имеет большое значение показатель пластичности материала до его полимеризации.

Следует учитывать, что определенные свойства материала важны до его полимеризации, а другие после полимеризации. Характеристики консистенции, текучести и пластичности характеризуют оттискные материалы в начальном состоянии – до их полного отверждения. К свойствам, важным после полимеризации оттискного материала, прежде всего, относится способность оттискного материала к деформации.

Деформация – это изменение размеров и формы тела под действием приложенных к нему сил. Данное свойство проявляет себя при извлечении оттиска из полости рта после его полимеризации. Деформация может быть упругой и пластической. Упругая деформация исчезает после снятия нагрузки и не вызывает изменений структуры, объема и свойств материала. Пластическая деформация необратимая, ведет к утрате изначальной формы.

Упругость и эластичность

Упругостью или эластичностью называют способность материала восстанавливать свою форму после прекращения действия внешних сил, вызывающих его деформацию.

Материалы, у которых высокие показатели влагопоглощения и твердости, но низкие значения эластичности, не подходят для снятия оттисков с подвижных зубов. Твердость в сочетании с эластичностью позволяет материалу противостоять растяжению, и после деформирования материал принимает первоначальную форму.

Вязкоэластичность

Многие материалы по своим физическим свойствам занимают промежуточное положение между вязкой жидкостью и упругим твердым телом. Считается, что у упругого твердого материала соотношение между напряжением и деформацией не зависит от воздействия динамических факторов, таких, как скорость приложения нагрузки или скорость деформации. Однако, если материал нагружен в течение достаточного времени, в некоторых твердых веществах под воздействием нагрузок происходит перераспределение молекул, что приводит к изменению величины деформации материала. После снятия нагрузки, материал не способен сразу же вернуться в исходное состояние. Это означает, что поведение материала зависит от таких факторов, как «длительность нагрузки» и «величина прилагаемой нагрузки».

Вязкоэластичными свойствами обладает группа эластомерных оттискных материалов. Для того чтобы избежать избыточной деформации этих материалов, их не следует нагружать дольше положенного времени. По этой причине эластомерный оттискной материал рекомендуется удалять из полости рта коротким резким рывком. Чем быстрее будет приложена и снята нагрузка, тем более упругой будет реакция материала. (Ван Нурт Р., 2002)

Твердость

Твердость материала влияет на его прочность, что имеет значение при извлечении оттиска из полости рта.

Тем не менее, жесткость материала при снятии оттиска с имплантатов важна, для того чтобы удерживать оттискные трансферы в их изначальном положении в тот момент, когда прикладывается усилие для извлечения оттиска из полости рта, для того чтобы предотвратить их смещение и свести к минимуму расхождения между положениями имплантатов и лабораторных аналогов. (Robertio Sorrentino, 2009).

Воспроизведение деталей поверхности

Важными требованиями к оттискному материалу являются точность воспроизведения деталей поверхности и размерная точность и стабильность.

Точность воспроизведения деталей поверхности зависит от вязкости материала и от его способности плотно прилегать и растекаться по поверхности твердых и мягких тканей, то есть смачиваемости. Воспроизведение деталей поверхности определяется минимальной шириной линии, которую воспроизводит оттискной материал.

Усадка

Усадка это термин, который обозначает уменьшение линейных размеров и объема тела при его отверждении, охлаждении и хранении. Набухание – это явление, обратное усадке, вызванное поглощением влаги и приводящее к увеличению объема.

Размерная точность и стабильность оттиска зависят от свойств оттискной ложки, размеров усадки, постоянной и остаточной деформации, стабильности при хранении в зависимости от условий окружающей среды.

Полимеризационная усадка

В процессе полимеризации оттискного материала образуются новые межмолекулярные связи, которые уменьшают величину межмолекулярных пространств. При этом уменьшается объем материала.

Ван Нурт (1998) последовательность оттискных материалов в зависимости от их усадки расположил следующим образом:

ПЭ = А – силиконы < ПС < С – силиконы

Полиэфирные и А – силиконовые материалы обладают самой низкой усадкой при отверждении, за ними следуют полисульфиды. С – силиконовые оттискные материалы имеют наибольшую величину усадки из-за характера реакции их отверждения. Значения усадки при отверждении и усадка термического характера зависит от количества наполнителя в оттискном материале, чем больше введено наполнителя, тем меньше усадка.

Температурные объемные изменения

Термическая усадка материалов может происходить при охлаждении оттиска от температуры полости рта до комнатной. Оттискной материал застывает в полости рта, где температура составляет 37°С. При выведении оттиска он перемещается в другие температурные условия – 21 - 25°С. У полиэфиров термическая усадка имеет наибольшее значение (320 * 10^{-6}/С°), у силиконов (200 * 10^{-6}/С°). На значения усадки при отверждении и термического характера влияет количество наполнителя в оттискном материале, чем более введено наполнителя, тем меньше усадка.

Усадка при хранении

Реакция полимеризации некоторых оттискных материалов (например, С – силиконов) может сопровождаться выделением побочных продуктов реакции. Их выделение со временем приводит к усадке при хранении. Lepe X. с соавт. (2002) сделали вывод о том, что оттиски из гидрофильных оттискных материалов увеличивают со временем свою массу из-за высокой чувствительности к относительной влажности воздуха и их способности впитывать влагу из воздуха.

Усадка при дезинфекции

Компоненты дезинфицирующих растворов могут вступать в химическое взаимодействие с материалом оттиска (вступление в химические реакции, усиление или ослабление межмолекулярных связей материала), это может сопровождаться усадкой оттиска или его набуханием.

1.1.3. А – силиконовые оттискные материалы

Материалы данной группы были разработаны в 1976 г. В процессе отверждения поливинилсилоксановых материалов идет специфическая

реакция полимеризации, которая происходит по типу полиприсоединения (A – silicone, от английского слова «additional» - добавление, присоединение), без образования побочных продуктов реакции.

Основные свойства А – силиконов связаны с гидрофобностью поливинилсилоксановой цепи. А – силиконы сохраняют гидрофобность в неполимеризованном состоянии и при работе с ними особенно важно обеспечить сухость проснимаемых тканей. Однако, гидрофобность А-силиконов обеспечивает размерную стабильность оттиска со временем его хранения на воздухе и при дезинфекции. Так же не происходит проблем с поглощением органических жидкостей, что важно при снятии оттисков с тканей сразу после наложения швов, когда на них есть остатки крови. Лучше, когда материал не поглощает эти жидкости, а дезинфекцию можно проводить просто и легко.

Для решения проблемы гидрофобности поливинилсилоксановых оттискных материалов были разработаны материалы с добавлением не ионных поверхностно – активных веществ или сурфактантов. Сурфактант улучшает гидрофильность оттискного материала. Он имеет гидрофильную головку и липофильный хвост (А. В. Цимбалистов, И. В. Войтяцкая, 2001). Компоненты, влияющие на смачивание, переходят из поливинилсилоксанов в виде молекул поверхностно – активных веществ в водную фазу, изменяя ее поверхностное натяжение. Соответственно, поверхностное натяжение жидкой фазы снижается и смачиваемость улучшается. Однако имеются сообщения о незначительном снижении размерной точности и прочности на разрыв при добавлении сурфактантов.

Согласно исследованиям Rupp F. с соавт. (2005), новое поколение «гидрофильных» А – силиконов имеет высокую смачиваемость, сопоставимую с аналогичным показателем полиэфирных материалов.

А – силиконовые оттискные материалы представлены несколькими видами вязкости как базисной, так и корригирующей массы: низковязкие (текучие), материалы средней вязкости, высоковязкие и очень плотные. Это

дает возможность получать оттиски одноэтапной, двухэтапной, комбинированной техникой, монофазные и двухфазные.

Поливинилсилоксаны имеют одинаковую консистенцию базового вещества и катализатора, что обеспечивает точность дозировки и удобство замешивания. Скорость полимеризации А – силиконов зависит от температуры, при повышении температуры скорость полимеризации увеличивается.

Аддитивные силиконы низкой вязкости производятся в смесительных устройствах пистолетного типа, их применение исключает неполное или неоднородное перемешивание паст, попадание в массу материала воздуха. Материалы переминаемой консистенции выпускаются в одинаковых пластиковых банках для ручного замешивания.

Приоритет использования автоматического смешивания двух паст, среди А – силиконовых оттискных материалов, с помощью шприца – пистолета, двух картриджей и жиклера со смесительной спиралью принадлежит фирме «3М» (США), выпускающей оттискную массу 3М Express. (В.Н. Трезубов, 1999).

Поливинилсилоксаны, как и полиэфиры, обладают высокой степенью тиксотропности, что позволяет контролировать текучесть материала при нанесении его на проснимаемые ткани.

Было замечено ингибирование реакции полимеризации А – силиконов при их ручном замешивании в латексных перчатках.

Необходимо соблюдать рекомендации производителей оттискных материалов по продолжительности их смешивания. При уменьшении этого периода оттискная масса после замешивания может быть неоднородной (слоистой). При чрезмерно длительном замешивании в материале начинается процесс вулканизации, что приводит к возникновению внутреннего напряжения и деформации оттиска.

Согласно данным литературы, поливинилсилоксаны обладают лучшим соотношением показателей твердости и модуля эластичности по сравнению

с полиэфирами. Оттиски из А – силиконов значительно легче извлекать из полости рта, при этом уменьшается риск возникновения деформаций из-за стрессовой нагрузки между оттискным материалом и трансферами при извлечении оттиска, особенно когда присутствуют имплантаты с непараллельным расположением и имплантаты с глубоким расположением соединения с абатментами. (Roberto Sorrentino, 2009).

Оттиски из поливинилсилоксановых материалов восстанавливают размеры после деформации при их выведении из полости рта на 99,84 % (Жулев Е. Н., 1997).

Силиконы аддитивного отверждения обладают высокой стабильностью после отверждения и практически не дают размерных изменений при хранении, это позволяет отлить по оттискам из А – силиконов несколько моделей. Модель следует отлить в течение 30 дней (лучше – до 7 дней). (А. В. Цимбалистов, И. В. Войтяцкая, 2001).

1.1.4. С – силиконовые оттискные материалы

Силиконы конденсационного типа были разработаны в 1960 году. Реакция полимеризации оттискного материала идет по типу реакции поликонденсации (С - silicone, от английского слова «condensation» -конденсация).

Реакция поликонденсации происходит с образованием побочных продуктов реакции: аммиака, спирта и воды, которые начинают выводиться из материала от начала реакции неограниченное время. Полимеризация материала путем данной химической реакции приводит к значительной усадке конденсационных силиконов, прогрессирующей со временем.

Усадка силиконов конденсированного типа превышает усадку поливинилсилоксанов в 1,737 раза и полиэфиров в 2,357 раза. Через 19 часов хранения оттисков усадка силиконов конденсированного типа составляет 2,06% по сравнению с рекомендованной ISO границей в 1,5%.

Неорганические вещества, входящие в состав оттискной массы в качестве наполнителя, на дают усадку. В С – силиконах высокой вязкости из-за большого количества наполнителя усадка менее выражена, чем в С – силиконах средней и низкой вязкости.

Оттиски из поликонденсационных силиконов требуют отливки модели в течение часа, некоторые материалы – через 2 часа, но (в крайнем случае) не более чем через 24 часа. (Цимбалистов А.В., Войтяцкая И.В., 2001).

Показатель гидрофильности у С – силиконов меньше, чем у А – силиконов и полиэфиров, вследствие чего необходимо особенно внимательно контролировать влажность тканей полости рта в области протезного ложа.

Материалы данной группы обладают удовлетворительными органолептическими свойствами, но выявлены случаи появления жжения и покраснения слизистой оболочки полости рта при их использовании. (Цимбалистов А.В., Войтяцкая И.В., 2001).

Показатель восстановления объема после деформации составляет 99,34%. (Жулев Е.Н., 1997).

Технические сложности возникают при перемешивании разнородных по консистенции базовой пасты и катализатора и ручном смешивании корригирующей массы. При некачественном смешивании материала катализатор в массе распределяется неравномерно, что вызывает внутренние напряжения, которые нарушают процесс полимеризации. При избыточном количестве катализатора происходит очень быстрое образование полимерной сетки и значительное увеличение внутренних напряжений. Допустима передозировка катализатора не более 30%. При использовании меньшего количества катализатора происходит неполноценная полимеризация материала, что приводит к снижению эластических свойств и значительному нарушению точности оттиска.

С – силиконовые оттискные материалы низкой вязкости обладают высокой текучестью, но низкой тиксотропностью, что вызывает стекание

материала при нанесении его на протезное ложе. Для внесения корригирующего материала из группы С – силикона на ткани протезного ложа рекомендуется использовать специальный шприц с изогнутой канюлей.

1.1.5. Полиэфирные оттискные материалы

Полиэфирные оттискные материалы были разработаны специально для применения в стоматологии в конце 60-х годов, а с 1972 г вошли в практику врачей – стоматологов и широко используются для получения оттисков.

Полиэфирные оттискные материалы, в отличие от А – силиконов, обладают истинной гидрофильностью. Это свойство позволяет получить четкое отображение деталей даже в условиях повышенной влажности.

Johnson с соавторами были проведены исследования по изучению способности воспроизведения деталей поверхности полиэфирными и поливинилсилоксановыми материалами в сухих и влажных условиях. В любых условиях у полиэфиров эти показатели были лучше, кроме этого, они улучшались в присутствии влаги.

Однако, из-за своей гидрофильности, полиэфирные оттискные материалы адсорбируют на себя влагу окружающей среды при хранении и дезинфекции, в этом случае оттиск может набухнуть и исказить свои размеры. По этой причине не рекомендуется хранить оттиски из полиэфиров вместе с альгинатными оттисками. Хранить оттиск необходимо в сухом виде и не смачивать перед отливкой моделей.

Высокая тиксотропность полиэфиров обеспечивает удобство в работе и точное отображение мельчайших деталей.

Полиэфирные оттискные материалы представлены на рынке материалами компании «3M ESPE» : Impregum Penta, Impregum Penta Soft (для автоматического смешивания аппаратом Pentamix) , Impregum Penta H/L Duosoft и Impregum Garant L Duosoft (для пистолета – диспенсера). Так же есть материал для ручного смешивания Impregum F.

Усадка полиэфирных оттискных материалов минимальна и составляет 0,3%, это свойство важно при снятии оттисков с имплантатов, для точной передачи пространственного положения имплантатов на модель.

Материал Impregum Penta Soft представлен пастой средней вязкости и применяется для получения монофазного оттиска. Пластичность материала позволяет легко и без давления поместить оттиск на зубной ряд, при этом отсутствует деформация слизистой оболочки. Материал Impregum L – Duosoft предназначен для одноэтапных двухслойных оттисков.

Полиэфирные оттискные материалы обладают высокой текучестью, что обеспечивает точность передачи деталей рельефа. Фирма «3M ESPE» подтверждает это тестом «акулий плавник», «Shark Fin Test». Суть теста заключается в определении проникающей способности материала в щелевидное пространство под действием заданной постоянной силы. При этом выдавившийся материал приобретает форму плавника акулы.

Результаты зафиксированы по истечении рабочего времени, указанного производителем. Источник: Richter B., Kuppermann B., Fuhrer C., Klettke T.: Flow properties of light bodied impressions materials during working time. CED/NOF/IADR 2004 #142

Рис. 2 Тест на определение текучести «акулий плавник»

Отличительной особенностью полиэфиров является то, что текучесть материала мало изменяется в течение всего рабочего времени, в отличие от силиконов, текучих до начала схватывания, которое происходит гораздо быстрее, чем у полиэфиров.

Для полиэфиров характерно быстрое схватывание (snap – set), благодаря которому материал не начинает застывать до окончания рабочего

времени, но после истечения рабочего времени материал затвердевает моментально – это исключает возможность оттяжек.

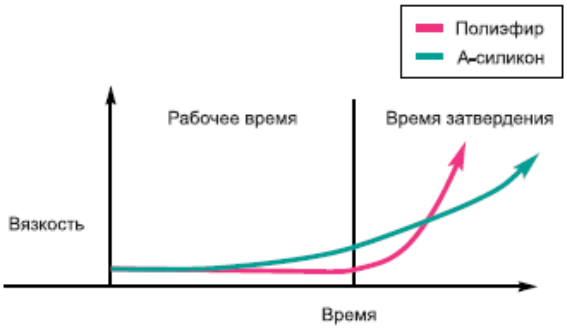


Рис. 3 Время схватывания оттискных материалов

Полиэфирные оттискные материалы обладают наилучшими показателями механических свойств.

Высокая конечная твердость полиэфирных оттискных материалов в сочетании с низкой усадкой делает полиэфирные материалы стабильными. Однако, при снятии оттиска полиэфиром поднутрения в зубном ряду всегда необходимо блокировать с помощью лабораторного воска, для того чтобы было возможно извлечь оттиск из полости рта без искажений. Представляется сложным снятие оттиска полиэфиром при наличии в полости рта зубов, обладающих подвижностью.

Тем не менее, жесткость материала при снятии оттиска с имплантатов важна, для того чтобы удерживать оттискные трансферы в их изначальном положении в момент приложения усилия для извлечения оттиска из полости рта. Жесткий материал предотвращает смещение трансферов и сводит к минимуму расхождение между положениями имплантатов и лабораторных аналогов. (Robertio Sorrentino, 2009).

Жулев Е. Н. (1997) указывает, что восстановление после деформации у полиэфиров составляет 99,6 %.

Модель с полиэфирного оттиска должна быть отлита через 2 часа, но не позднее 7 дней (А. В. Цимбалистов, И. В. Войтяцкая, 2001). Thongthammachat S. с соавт. (2002) рекомендуют отливать гипсовые модели из полиэфирных оттисков только один раз и желательно в течение 24 час.

Аппарат для автоматического смешивания, применяемый для полиэфирных и некоторых представителей поливинилсилоксановых материалов имеет несколько преимуществ перед традиционной техникой смешивания материала. Автоматическое смешивание гарантирует отличную консистенцию и гомогенность материала, делая возможным отсутствие пузырей в оттисках. При данной технологии значительно сокращается время замешивания материала: для заполнения оттискной ложки среднего размера требуется около 30 сек. Так же данный способ смешивания помогает экономично использовать материал, замешивая только то количество материала, которое нужно. Wilson N.H. с соавт. (2001) показали, что при использовании систем автозамешивания расход впустую потраченного материала меньше, чем при ручном замешивании.

Имеются сообщения об аллергических реакциях на материал из группы полиэфиров.

Nally и Storrs описан случай гиперчувствительности слизистой оболочки, которая появилась через 24 часа после снятия оттиска полиэфирным материалом (Impregum, ESPE, Seefeld, Германия), а так же гиперемией слизистой оболочки полости рта, припухлостью губ и кожных высыпаний на лице. Согласно авторской гипотезе, аллергическую реакцию вызывает метилсульфоновый пара – толуидин, входящий в состав катализатора.

О случае дерматита при контакте с полиэфиром так же сообщали Sapelli и Meneghini (1976).

Тест, разработанный Hensten – Pettersen с соавторами, и проведенный в эксперименте на животных, показал, что этот материал, и особенно катализатор, может обладать повышенной сенсибилизационной активностью.

Были выявлены случаи токсического воздействия полиэфирного материала при обнаружении его фрагментов в зубодесневой борозде в результате повреждения оттиска при его извлечении, поэтому очень важно

проверять его целостность. Однако, несмотря на существенную токсичность, время контакта материала с тканями пациента при снятии оттиска не продолжительно, и токсичные молекулы не могут легко проникать через барьерные мембраны слизистой оболочки во время твердения при снятии оттиска.

Согласно исследованиям ученых наиболее токсичными оттискными материалами являются полиэфиры и конденсационные силиконы, поливинилсилоксаны являются материалами среднего токсического действия.

1.1.6. Сравнительная характеристика силиконов и полиэфиров

Таблица № 2 Физические свойства силиконов и полиэфиров

(*no W. O'Brien, G. Ruge, 1978)*

Материалы Свойства	Силиконовые	Полиэфирные
Восстановление после упругой деформации (%)	99,5	98,9
Упругость (%)	5	2
Скольжение (%)	0,09	0,03
Точность воспроизведения (мкм)	25	25
Усадка (%)	0,6	0,3

Таблица №3 Механические свойства силиконов и полиэфиров

(no R. Craig, 1989)

Материалы	Степень вязкости	Остаточная деформация	Упругая деформация	Текучесть (в %)
А - силиконовые	Низкая	0,05 – 0,4	3 – 6	0,01 – 0,03
	Средняя	0,06 – 0,3	2 – 5	0,01 – 0,03
	Высокая	0,1 – 1,3	2 – 3	0,01 – 0,03

	Очень высокая	0,2 – 0,5	1 - 2	0,01 – 0,1
С - силиконовые	Низкая Очень высокая	1 – 2 2 - 3	4 – 9 2 - 5	0,05 – 0,1 0,02 – 0,05
Полиэфирные	Низкая Средняя Средняя с наполнителем Высокая	1,5 1 – 2 2 2	3 2 – 3 6 3	0,03 0,02 0,04 0,02

Таблица №4 Физико – механические свойства силиконов и полиэфиров *(no R. Craig*, 1989)

Материал	Степень вязкости	Повышение температуры при затвердевании (в С)	Вязкость (ср)	Время затвердевания (мин.)	Объемные изменения через 24 ч (%)
А - силиконы	Низкая Средняя Высокая Очень высокая	нет данных	нет данных	4 – 6,5 4 – 6,5 4 – 6,5 3 - 5	0,15 0,17 0,15 0,14
Материал	Степень вязкости	Повышение температуры при затвердевании (в С)	Вязкость (ср)	Время затвердевания (мин.)	Объемные изменения через 24 ч (%)
С - силиконы	Низкая Очень высокая	1,1	70,00 150,00	6 – 8 3 - 6	0,60 0,38
Полиэфир	Низкая			4 – 5	0,23

ы	Средняя Средняя с наполнителем Высокая	4,2	130,00	3 – 4,5 4 – 5,5 4,5	0,24 0,23 0,19

Таблица №5 Некоторые физико – химические свойства А – силиконов, С – силиконов и полиэфиров

Упругость (%)	С – силикон > (3,5 – 7,8)	А – силикон > (1,3 – 5,6)	Полиэфир (1,9 – 3,3)
Жесткость (чем меньше упругость, тем выше жесткость)	Полиэфир > А – силикон > С – силикон		
Прочность на разрыв (г/см)	А – силикон > 1640 – 5260	Полиэфир > 1700 – 4800	С – силикон 2280 - 4370
Вязкость (%)	Полиэфир < 0,05	А – силикон < <0,05	С – силикон 0,10

Indiandentalacademy.com (elastomeric impression materials, published Jan 7, 2016).

1.2. Оттискные ложки

Внимательный подбор оттискной ложки при изготовлении оттисков с имплантатов является одним из факторов, который определяет удобство процедуры получения оттиска и его качество. Необходимо подобрать оттискную ложку так, чтобы ее форма и размер соответствовали ширине зубного ряда, топографии дефекта, высоте коронок оставшихся зубов, выраженности беззубого альвеолярного гребня. (В. А. Николаев, 2002, Kaplowitz G.J., 1997).

При снятии оттисков с имплантатов используют стандартные и индивидуальные оттискные ложки.

Примером первой стандартной оттискной ложки для имплантологии является оттискная ложка Wintray Kohler с 9 съемными отдельными сегментами, которые фиксируются специальными винтами и выборочно удаляются с помощью прилагаемой отвертки в зависимости от места расположения имплантатов. Однако, данную ложку нельзя использовать при сильном увеличении угла наклона имплантата.

Рис. 4 Оттискная ложка Wintray (Kohler) для нижней и верхней челюсти

Так же может использоваться стандартная металлическая или пластмассовая оттискная ложка, модифицированная вручную с помощью просверливания окон в проекции места расположения имплантатов.

Наиболее прогнозируемой и удобной является работа с индивидуальной оттискной ложкой. Основным преимуществом индивидуальной оттискной ложки является возможность получения равномерной толщины оттискного материала с учетом анатомических особенностей полости рта пациента. Однородность толщины оттиска, в свою очередь, гарантирует от заметных искажений и уменьшает затраты материала, а также дает более точный и соответствующий оригиналу оттиск. Применение индивидуальных оттискных ложек стало обычным делом в клинической практике при изготовлении несъемных зубных протезов и протезировании на имплантатах. Однако, несомненно, что изготовление индивидуальной оттискной ложки требует более долгой работы с пациентом и является более дорогой процедурой (Bortolini, 2009).

«Установлено, что оттиски, полученные с применением индивидуальных оттискных ложек, являются более точными по сравнению

с оттисками с использованием стандартных ложек». (Кантанаева М. В. 2002, Лебеденко И. Ю. 2004, Millstein P. 1998, Sofou A. M. 1998).

Открытый тип – это один из вариантов индивидуальной оттискной ложки. Преимуществом открытой ложки является ее исключительно точное соотношение с зубным протезом, опирающимся на имплантаты. Ее применение соответствует методу снятия оттиска с имплантатов, известному под названием снятие прямого оттиска.

Индивидуальные ложки изготавливают в полости рта или в зуботехнической лаборатории из пластмассы различными методами: формирование вручную, методом прессования, методом литья, светоотверждения, вакуумно – температурной штамповки.

В качестве материалов могут применяться различные типы акриловых полимеров: термопласты, самотвердеющие, светоотверждаемые. Термопластичные полимеры используются не так широко, так как они имеют очень малое сопротивление деформации и очень низкий модуль эластичности. Недостаток самотвердеющих полимеров заключается в том, что для полного завершения реакции их полимеризации необходимо время 24 часа. Так же самотвердеющие полимеры подвергаются постепенной усадке из-за продолжающейся реакции полимеризации и являются нестабильными в размерах и по времени; края ложек очень часто отходят от границ в области переходной складки.

Светоотверждаемые полимеры для оттискных ложек являются прекрасной альтернативой самотвердеющим материалам.

Используя возможности этих материалов, нет больше необходимости ожидать 24 часа, а работа с ними существенно упрощается для ассистента, который может ее выполнить в отсутствии пациента, и при этом нет запаха характерного для акрилатов. Фотополимеризация обладает большими преимуществами во всех отношениях, так как оттискную ложку из этих материалов можно полностью сформировать до того, как приступить к ее отверждению под действием ультрафиолетового света. По мнению Wirz

время изготовления (5 минут) и стоимость материалов так взаимно компенсируются, что эти материалы не имеют недостатков по сравнению с изготовлением ложки из самотвердеющих полимеров.

Однако, нужно иметь ввиду, что одним из недостатков фотополимеризуемых материалов является то, что не все материалы данного назначения, представленные на рынке обладают необходимой прочностью, некоторые могут иметь повышенную хрупкость, поэтому при работе с ними следует быть аккуратными и внимательными. Следующим недостатком является необходимость в аппаратуре для отверждения ультрафиолетовым светом, в камере ультрафиолетового света, а также более высокой стоимости отдельных фотоотверждаемых листов материала.

В отличие от обычной формы оттискной ложки для верхней челюсти, в случае снятия оттиска при многочисленных имплантатах лучше удалить часть ложки, покрывающую небо. Такая ложка будет более удобна, ее стоимость будет ниже, а также при меньшей массе материала величина усадки во время снятия оттиска тоже станет меньше. Толщина оттискного материала должна быть однородной и всего несколько миллиметров. Согласно многочисленным исследованиям, средней толщиной считается 2-3 мм.

С помощью механической обработки ложки или адгезивов обеспечивается адгезия оттискного материала.

Wang с соавт. считает, что прочность соединения адгезив / оттискная ложка можно повысить с помощью абразивной обработки ложки Al_2O_3.

В некоторых клинических ситуациях возможно использование старого съемного протеза для снятия оттиска. Такой тип оттиска снимают при восстановлении на имплантатах полной зубной дуги. В этом случае у пациента уже имеется постоянный или временный протез полного зубного ряда. Его базис просверливают в области расположения имплантатов и используют в качестве открытой индивидуальной оттискной ложки. После изготовления мастер – модели этот же протез можно переделать во

временный несъемный протез. Преимуществом такой технологии является то, что старый протез используется и как индивидуальная оттискная ложка, с помощью которой получают оттиск, и как временный протез. (Хобкек Дж. А., 2010).

1.3. Методы снятия оттисков

Технологические особенности изготовления оттиска при протезировании на имплантатах связаны с необходимостью перенести на рабочую модель точное пространственное расположение имплантатов относительно костной ткани, слизистой оболочки полости рта, зубного ряда.

Снятие оттиска с имплантатов является технически сложным процессом, особенно в случаях дивергенции и значительного количества имплантатов.

Существуют два основных вида снятия оттисков: с уровня имплантата и с уровня абатмента.

Каждый из этих видов оттисков может быть изготовлен по одной из двух методик: закрытая ложка, т.е. непрямой метод или метод переноса и открытая ложка, т.е. прямой метод, или метод захвата.

Технология снятия оттиска может так же отличаться в зависимости от типа используемой имплантационной системы, которых на данный момент насчитывается более 500.

Как правило, при протезировании на имплантатах получают одноэтапный оттиск, однослойный или двухслойный в зависимости от вязкости используемого материала.

При монофазной технике используют материалы из группы средне - и вязкотекучих, авторы при изготовлении данного вида оттиска отдают предпочтение полиэфирной массе. (Романов А. М., 2004).

Однако, при необходимости снять оттиск одновременно с имплантатов и препарированных зубов, монофазный оттиск не даст четкого

отображения поддесневой части протезного ложа из-за отсутствия динамического продвижения оттискной массы под десну. Авторы наблюдали наилучший результат при внесении оттискного материала не только в ложку, но и дополнительно из шприца непосредственно в зубодесневой желобок. (Романов А. М., 2004).

Двухфазный метод снятия оттисков с имплантатов проводится аналогично методике при классическом ортопедическом лечении. Известно, что при одноэтапном двухфазном изготовленном оттиске не возникает упругой деформации базового слоя. При изготовлении двухфазного оттиска необходимо применять оттискной материал, имеющий несколько степеней вязкости.

Снятие оттисков с имплантатов предполагает использование дополнительных приспособлений для переноса пространственного расположения имплантатов на модель – оттискных трансферов. Оттискной трансфер обычно состоит из двух частей: собственно оттискной части и винта, при этом одна часть садится прямо на головку имплантата и удерживается с помощью винта.

Оттискные трансферы в зависимости от формы оттискной части и ретенционных элементов предназначаются для работы с открытой или закрытой ложкой. Phillips с соавт. (1994) считают, что придание трансферу прямоугольной формы позволяет значительно уменьшить величину его отклонения и искажений, которые оказываются более высокими при конических колпачках. По материалу изготовления трансферы могут быть металлические и пластмассовые.

Диаметр оттискного трансфера должен соответствовать диаметру формирователя десны.

Иногда, при работе в эстетически значимой зоне проводят работу над созданием профиля десны с помощью временных коронок, в данном случае возможно индивидуализировать оттискной трансфер.

Высота оттискного трансфера подбирается в соответствии с высотой соседних зубов, так чтобы винт трансфера возвышался над окклюзионной плоскостью не более чем на 5 – 6 мм.

Иногда необходим рентгенологический контроль для подтверждения точности посадки трансфера на платформу имплантата. Причиной неправильной посадки может быть: невозможность убедиться в том, что антиротационная система абатмента, например наружный шестигранник, посажена правильно, врастание мягких тканей или кости в головку имплантата.

1.3.1. Оттиски с уровня абатментов

В зависимости от клинической ситуации необходимо изготовить оттиск с уровня имплантатов или с уровня абатментов.

После снятия формирователя десны проводят измерение глубины десневой борозды для определения высоты абатмента для будущей конструкции. При выборе абатмента преследуют две цели: создание десневой борозды глубиной 1,5 – 2 мм и обеспечение достаточного расстояния между верхней частью абатмента и зубами – антагонистами. (Хобкек Дж. А., 2010).

Выбор абатмента зависит так же от: расстояния для адекватного очищения, наличия несовпадения оси искусственных зубов и имплантатов, внешнего вида зубной дуги.

Н. Зицман и П. Шерер рекомендуют снимать оттиск на уровне абатментов при протезировании на нескольких имплантатах и предполагаемом шинировании коронок, при этом абатменты должны быть фиксированы с необходимым усилием 20, 30 или 45 Н*см с помощью динамометрического устройства. При фиксации абатментов динамометрический контроль предотвращает ротацию винта, которая передается на имплантат. Усилие затягивания винта определяется типом кости, усилием, приложенным при установке имплантата, видом абатмента,

рекомендациями производителя. После установки постоянного абатмента можно рентгенологически проверить правильность его посадки на платформу имплантата. Оттиск с уровня абатментов в данном случае позволяет минимизировать ошибку и создать максимально точную припасовку каркаса.

Возможно изготовления оттиска как с уровня абатмента стандартного заводского изготовления, так и с индивидуального обтачиваемого абатмента. Такие абатменты выпускаются в виде заготовок, которые могут быть установлены на имплантат и препарируются прямо в полости рта. При снятии оттиска с индивидуального обтачиваемого абатмента используют технику, как при снятии оттиска с коронок и мостовидных протезов.

Оттиск с уровня абатмента может быть снят для изготовления временной конструкции, при изготовлении ортопедической конструкции с опорой на одноэтапный имплантат.

1.3.2. Оттиски с уровня имплантатов

Наиболее часто снимают рабочий оттиск с уровня имплантатов. Данный тип оттиска применяют, когда необходимо проанализировать рабочие модели с целью принятия решения о типе абатмента, способах фиксации ортопедической конструкции (решение о выборе абатмента принимается в лаборатории после отливки рабочей модели, абатмент может быть выбран с помощью подбора аналогов абатмента); для изготовления ортопедической конструкции, состоящей из одной части и готового к посадке прямо на головку имплантата (конструкция с винтовой фиксацией); а так же для изготовления индивидуальных абатментов методом CAD/CAM – технологий.

1.3.3. Методика закрытой оттискной ложки

Данная методика в основном применяется при протезировании на единичных имплантатах или множественных при условии, что имплантаты хорошо выровнены и расположены рядом. Так же эта технология используется для изготовления индивидуальной открытой оттискной ложки и для изготовления временных протезов.

При изготовлении оттиска по данной методике оттискные трансферы после извлечения ложки остаются в полости рта. Затем трансферы снимают и соединяют с аналогами имплантата и осторожно помещают в соответствующее отверстие в оттиске. При этом ощущается сопротивление и раздается щелчок, что свидетельствует о правильной посадке. Не должно быть никакого несовпадения. (Хобкек Дж. А., 2010). Оттискной трансфер для закрытой ложки имеет антиротационную борозду, с помощью которой возможно точно позиционировать его в оттиске.

Перед снятием оттиска рекомендуют закрыть отверстие в головке фиксирующего винта воском или временным пломбировочным материалом. Если этого не делать, то в оттиске образуется столбик из оттискного материала, который может помешать позиционированию оттискного трансфера.

Недостаток метода связывают с возможностью возникновения погрешности на этапе переноса оттискного трансфера. Так же, при выведении оттискной ложки с оттискной массой из полости рта может нарушаться истинное положение трансфера, произойти наклон, вращение и смещение по оси оттискных трансферов.

Ретенция непрямого оттискного трансфера и стабильность его положения в оттиске напрямую зависят от такого параметра оттискного материала, как остаточная деформация. Для достижения прецизионности оттиска остаточная деформация оттискного материала должна быть минимальной.

Нельзя использовать методику закрытой ложки, если оси имплантатов сильно отклоняются, а так же при IV типе кости.

К. Н. Хабиев рекомендует снимать оттиск методикой закрытой ложки при комбинированных оттисках, когда необходимо проснять не только имплантаты, но и препарированные зубы с окружающими мягкими тканями.

1.3.4. Методика открытой оттискной ложки

В литературе отдается предпочтение этому способу снятия оттиска для получения высокой точности отображения. Методику открытой оттискной ложки используют при протезировании как на одном, так и на нескольких имплантатах.

Многие авторы предпочитают снимать оттиск открытой ложкой с помощью поливинилсилоксанового материала и индивидуальной оттискной ложки. (Misch C. E., Kenneth W.M. Judy, 2010).

Причины этого выбора связаны с несколькими фактами. Поливинилсилоксановый материал дает более стабильные размеры. Использование трансфера в прямом способе устраняет проблему удаления и повторной установки трансфера, так как это может быть источником ошибок, если образовался воздушный пузырь, то его уже невозможно установить повторно точно и правильно. И последний факт, связанный с тем, что применение индивидуальной ложки уменьшает количество возможных ошибок по сравнению со стандартной ложкой. Возможно использовать и стандартную оттискную ложку, но при этом необходимо модифицировать ее таким образом, чтобы в проекции имплантатов были отверстия для беспрепятственного ввода винтов.

Главным преимуществом прямого способа является то, что с его помощью уменьшается количество искажений в направлении оси имплантата.

Размер окна для оттискных трансферов должен быть таким, чтобы введение ложки в рот пациента было комфортным. Трансфер не должен соприкасаться с краем оттискной ложки и препятствовать ее свободному движению. Для выполнения этих условий перфорационное отверстие в оттискной ложке должно быть сформировано с избытком в 5 мм на каждый установленный трансфер.

Кроме того, с практической точки зрения в случае множественных имплантатов лучше делать одно окно для всех трансферов. Это окно с внешней стороны должно быть покрыто мягким воском или марлей для того, чтобы при заполнении ложки исключить вытекание оттискного материала, пока он находится в текучем состоянии. (Бортолини С., 2009).

Винты, которые фиксируют трансферы для открытой ложки на этапе изготовления оттиска, удаляют через отверстие в ложке после застывания материала. Выведение оттиска происходит вместе с оттискными трансферами, которые остаются фиксированными в оттискном материале благодаря специальным ретенционным насечкам. После этого к расположенным в оттиске трансферам присоединяют аналоги имплантатов и отливают рабочую модель.

Выведение оттиска из полости рта вместе с трансферами при использовании техники открытой ложки исключает деформацию и повреждение оттискного материала. (Гришков С. В., 2009; De la Cruz J. E., 2002; Misch C. E., 2010).

Прямой метод дает лучшие результаты, несмотря на тот факт, что его применение не всегда возможно. Для беспокойных пациентов со склонностью к кровотечениям лучше предварительно оценить возможности применения прямого метода снятия оттиска, так как для него оттискную ложку необходимо удерживать в полости рта дольше. (Бортолини С., 2009).

1.4. Шинирование трансферов

При изготовлении оттиска с нескольких расположенных рядом имплантатов, особенно для изготовления несъемной ортопедической конструкции или протеза, фиксирующегося на балку, необходимо обеспечить неподвижность оттискных трансферов относительно друг друга. Для этого рекомендуется соединить их между собой, в качестве каркаса между трансферами можно использовать отрезок проволоки, флосс или ретракционную нить. Затем трансферы шинируют безусадочной самотвердеющей пластмассой, например Pattern Resin.

Методика шинирования трансферов в литературе называется «transfer - check». Для изготовления «transfer - check» сначала снимается оттиск с уровня имплантатов закрытой ложкой. После изготовления модели на аналоги имплантатов фиксируются оттискные трансферы и шинируются с помощью безусадочной самотвердеющей пластмассы, при этом материал наносится только на выступ трансфера, не допуская контакта с десной и фиксирующим винтом. Затем с помощью тонкого алмазного диска оттискные трансферы отделяются друг от друга. Как правило, вместе с «transfer - check» изготавливается и индивидуальная оттискная ложка. После фиксации трансферов с фрагментами «transfer - check» в полости рта они объединяются с помощью пластмассы и после этого снимается оттиск индивидуальной открытой оттискной ложкой по стандартной методике.

Применение данной методики позволяет исключить прокручивание трансферов в оттиске в процессе фиксации аналогов имплантатов. Однако, если наклон имплантата более 20 градусов, шинировать трансферы не рекомендуется из-за трудности извлечения этих трансферов вместе с оттиском.

C.Hsu и соавт. в 1993 г. провели исследования по сравнению точности положения имплантатов при методиках получения оттисков с трансфером с применением пластмассовых шин, ортодонтической проволоки и без шинирования в случае использования полиэфирных оттискных материалов. (Hsu C.C., Millstein P.L., Stein R.S., 1993). Так как между данными

методиками не было обнаружено разницы, авторы предположили, что применение методики шинирования не обязательно. Однако, D. Assif и соавт. (1996) полагают, что в случае шинирования результаты лучше, чем в его отсутствие. Согласно данным литературы многие стоматологи – ортопеды предпочитают использовать методику «transfer - check» при изготовлении конструкций с винтовой фиксацией и протезов, фиксирующихся на балку.

1.5. Индивидуализация трансферов

Методика получения оттиска с помощью индивидуализированного оттискного трансфера позволяет воспроизвести топографические особенности мягких тканей, окружающих дентальный имплантат, сохраняя анатомо – функциональные свойства тканей протезного ложа.

В случаях, когда слизистая оболочка имеет большую толщину, трансфер можно модифицировать по форме. Это позволяет улучшить эстетику десневого прилегания будущей ортопедической конструкции. (Polack M. A., 2002)

Индивидуализацию трансфера возможно провести прямым методом в полости рта пациента и непрямым в зуботехнической лаборатории.

При прямом методе проводят индивидуализацию с помощью композитного материала для временных конструкций (например, Protemp 4 (3M ESPE)) или светоотверждаемого композита (например, Clip (Voco)).

После снятия временной коронки с винтовой фиксацией, сформировавшей необходимый контур десны, фиксируют оттискной трансфер на имплантат и наносят материал для индивидуализации на придесневую область, затем снимают оттиск по выбранной методике.

При лабораторном способе проводится дублирование окончательной формы временного протеза для того, чтобы мастер – модель полностью воспроизводила микрорельеф мягких тканей вокруг имплантата.

Временный протез, который был фиксирован винтом к абатменту, снимается и затем устанавливается на диагностическую модель. Мягкие ткани, окружающие имплантат воспроизводятся с помощью силиконового материала.

Затем временный протез удаляют с модели и устанавливают пациенту. Трансферный колпачок фиксируют на модели. Самотвердеющая пластмасса (например, Pattern Resin LS (GS corporation, Япония)) заливается в свободное пространство между силиконовым материалом и трансферным колпачком, и при полимеризации скрепляется с его поверхностью.

Следовательно, специальный персонализированный или индивидуализированный в лаборатории трансфер применяется для того, чтобы позже снять оттиск прямым способом для окончательной конструкции.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для достижения поставленных целей и задач было проведено клиническое и лабораторное исследование пяти оттискных материалов, трех из группы А – силиконов (Silagum, DMG; KOHLERsil; Express STD, 3M ESPE), одного С – силикона (Speedex, Coltene) и одного из группы полиэфиров (Impregum Penta Soft, 3M ESPE).

2.1. Клиническое исследование

Было проведено исследование данных оттискных материалов при изготовлении диагностических оттисков с пациента без дефектов зубных рядов.

При работе с оттискными материалами из группы А – силиконов и С – силиконов были изготовлены одноэтапные двухслойные оттиски, с

помощью полиэфирного материала был изготовлен одноэтапный однослойный оттиск.

Каждый оттиск фотографировали для получения его цифрового изображения с применением макрофотосъемки с расстояния 10–20 см от поверхности оттиска в вертикальной проекции. «Макрофотография позволяет показать на снимке как видимые, так и неразличимые невооруженным глазом объекты». (Winstanley R. B., 1997; Томпсон Р., 2006). Фотографирование соответствующих участков оттиска было проведено макрообъективом фотоаппарата Canon EOS 40D, анализ полученных данных производился в графическом редакторе.

Получали несколько фотографий оттиска, после чего отбирали 4 лучших. На одной из этих фотографий был отображен оттиск полностью, а на других – только его фрагменты с детальным отображением зубного ряда. Первая фотография позволяла оценить общие параметры оттиска: плотность прилегания материала к ложке, наличие пор и оттяжек, продавленных участков. Фотографии с детальным отображением зубного ряда и слизистой оболочки давали возможность увидеть дефекты оттиска более детально.

Таб. 2 Свойства исследуемых оттискных материалов

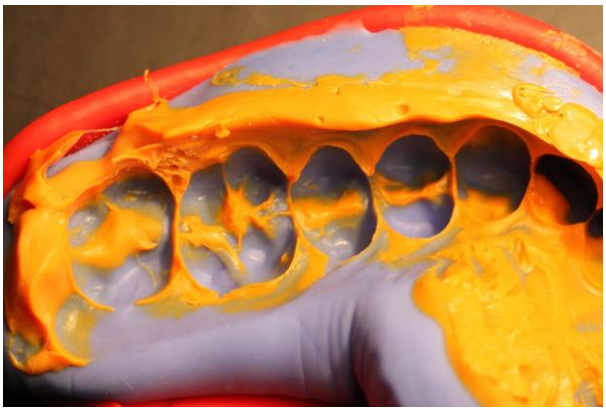
Impregum Penta Soft, 3M ESPE	Полиэфир		Тип 2	Pentamix 2	2:45	3:15	0,3	≤0,4	47-53	2,3
Speedex, Coltene	С - силикон	Light body	Тип 3	0:20*0:30	1:00*1:30	2:00*3:00	≤0,5		52	4 - 6
		Putty	Тип 0	0:30 *0:45	1:00*1:30	2:00*3:00	≤0,20		66	1,5 - 2,5
		Базовая Корригирующа								

Характеристика Материал	Silagum, DMG		KOHLERsil		3M ESPEExpress STD,	
~~Химический состав~~ щая оттискная массаБазовая/корригирую	~~А - силикон~~ Базовая	~~А - силикон~~ Корригирующа	Базовая	Корригирующая	~~А - силикон~~ Базовая	~~А - силикон~~ Корригирующа
Названиеstandart	Putty	Light	philichydro1 soft super	hilichydro4 super	Putty	Regular body
Тип оттискного материала (ISO 4823:2000)	Тип 0	Тип 3	Тип 0	Тип 3	Тип 0	Тип 2
Время смешивания	0:30	сердиспен	0:30	сердиспен		сердиспен
Максимальное рабочее время	1:45	2:15	2:20	2:30	1:30	2:00
Время схватывания в полости рта	3:30	3:30	3:00	3:00	5:00	3:30
Изменение размеров через 24 часа (%)	≤ 0,5	≤ 0,4	≤0,1	≤0,1		
Остаточная деформация при сжатии (%)	≤0,7	≤0,4				
Твердость по шкале Шора	≈70	≈50	65			
Деформация сжатия	≈1,7	≈3,5				

*(при 30% передозировке универсального активатора)

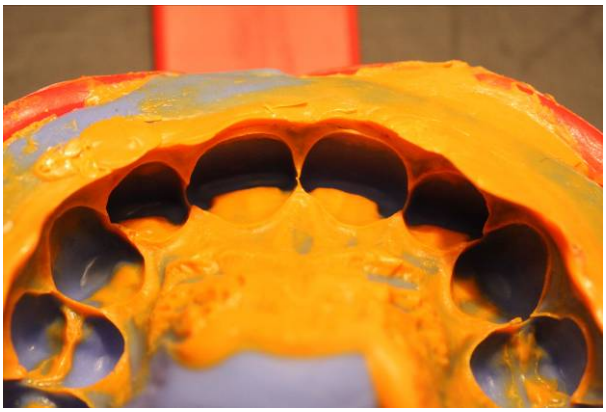
Сравнение оттисков, полученных в клиническом эксперименте с применением оттискных масс из группы А – силиконов, С - силиконов и полиэфиров

1.



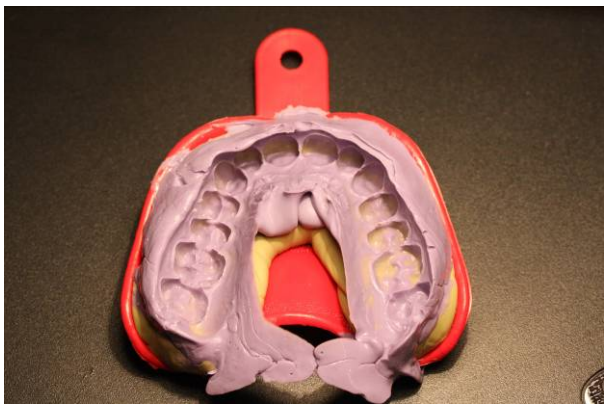
2.

3.

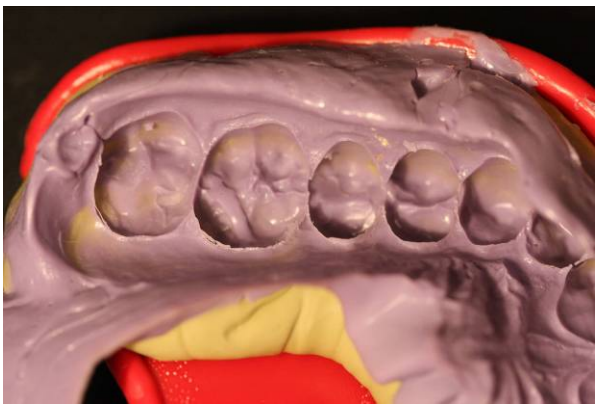


4.

Рис. 5 Silagum, DMG



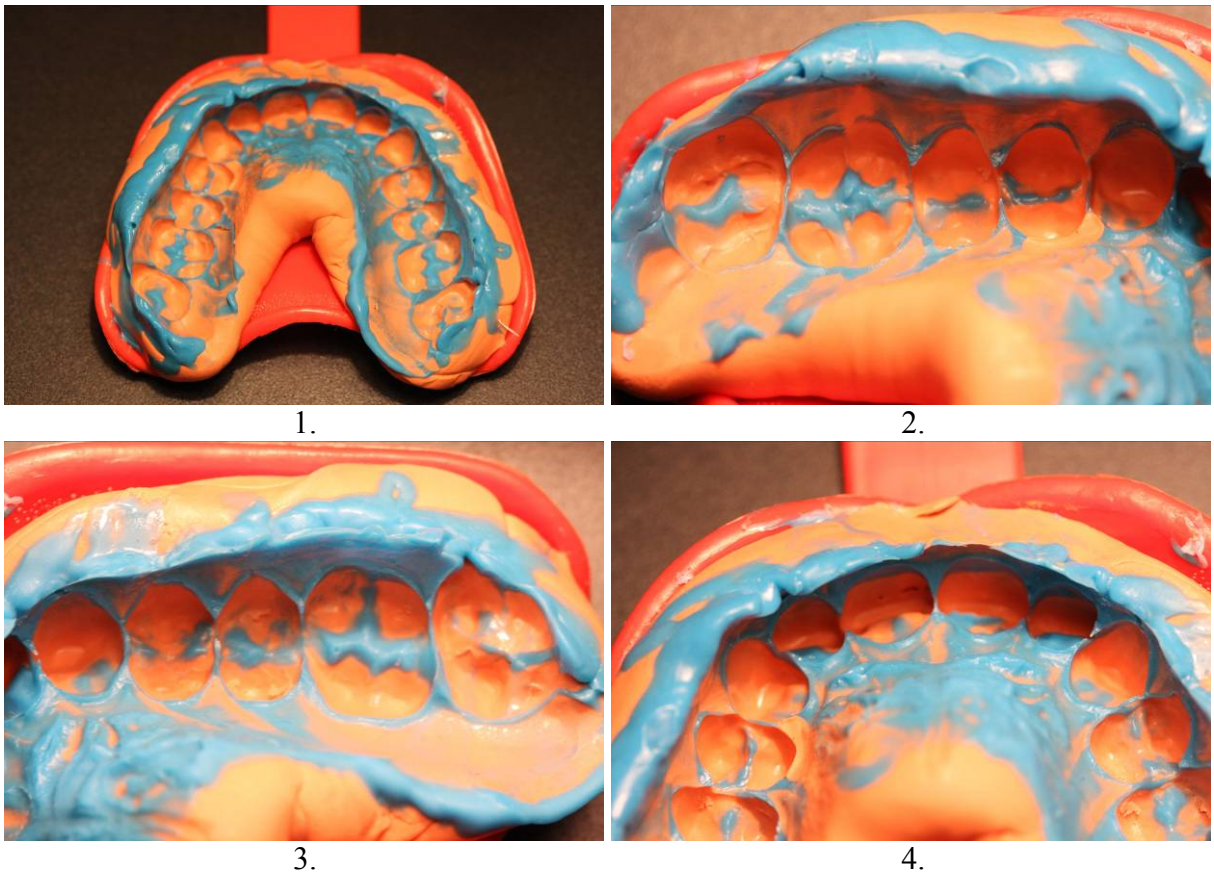
1.



2.

3. 4.

Рис. 6 KOHLERsil



1. 2.

3. 4.

Рис. 7 Express STD, 3M ESPE

1.

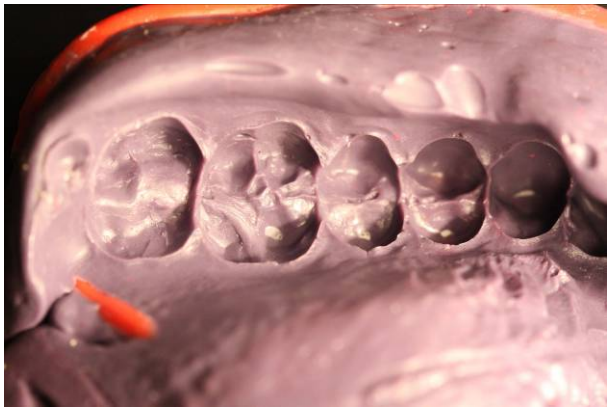
2.

3.

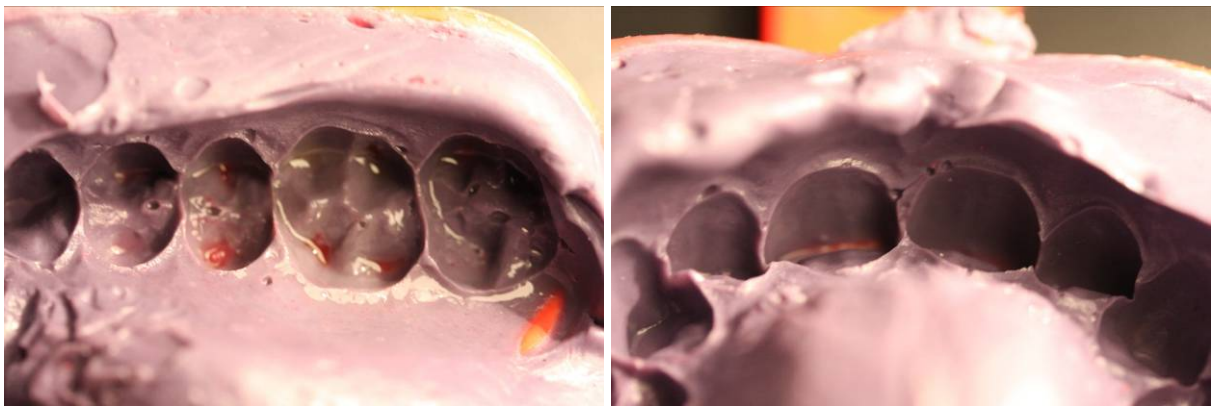
4.

Рис. 8 Speedex, Coltene

1.

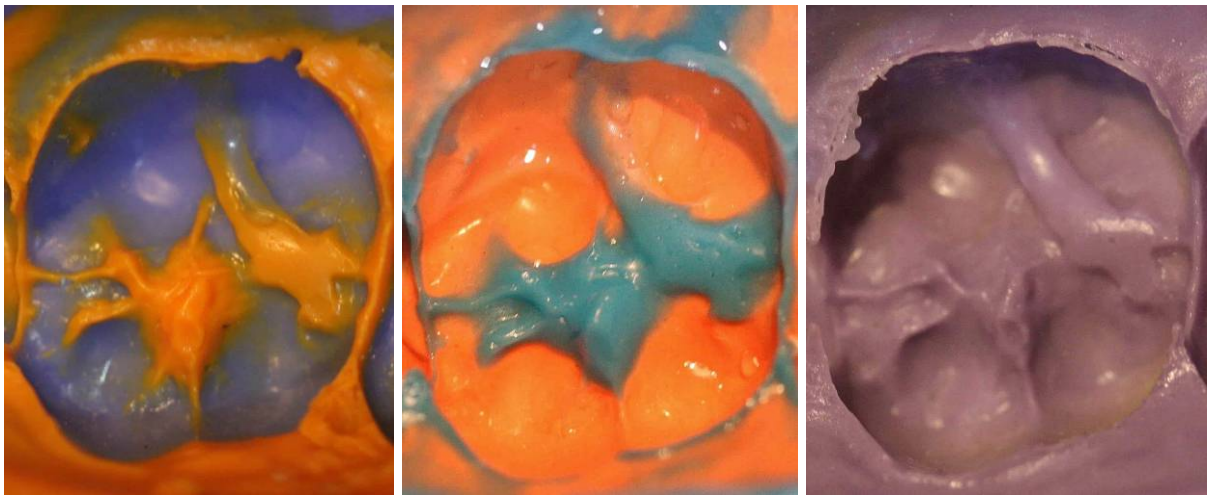


2.

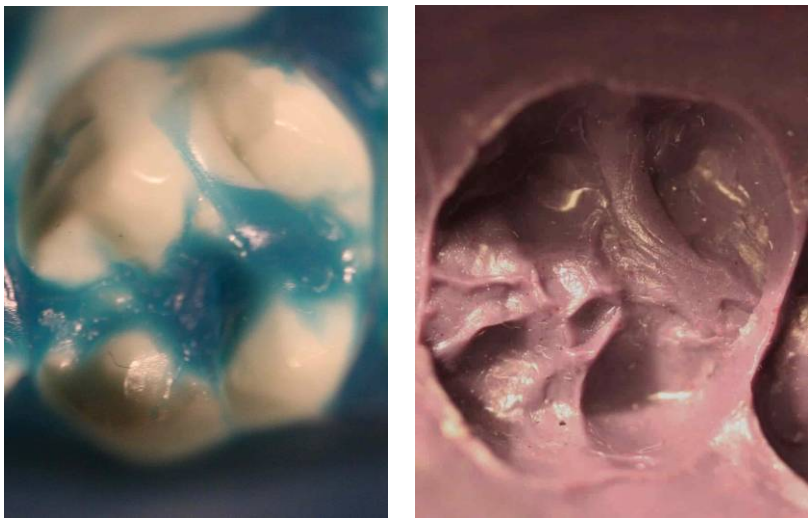


3. 4.

Рис. 9 Impregum Penta Soft, 3M ESPE



1. 2. 3.



4. 5.

Рис. 10 Точность воспроизведения поверхности оттискными материалами: 1 – Silagum, DMG; 2 – Express STD, 3M ESPE; 3 – KOHLERsil; 4 – Speedex, Coltene; 5 – Impregum Penta Soft, 3M ESPE

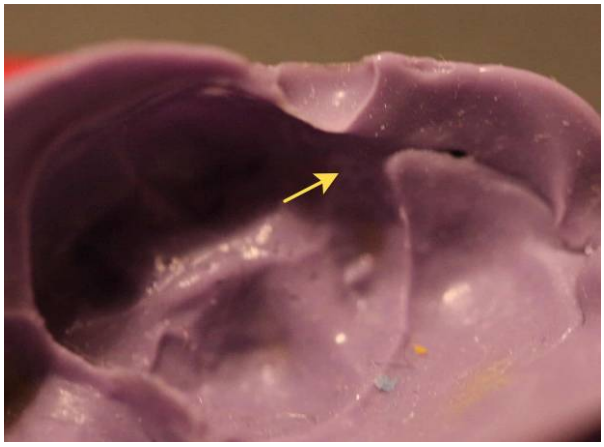
Для оценки точности воспроизведения поверхности оттискным материалом был выбран участок оттиска в области жевательной поверхности зуба 26.

На представленных выше фотографиях видно, что оттискной материал из группы полиэфиров наиболее четко передает рельеф анатомии зуба. Это связано с высокой гидрофильностью, текучестью и тиксотропностью оттискного материала. Быстрое схватывание, в результате которого материал полимеризуется за короткое время, снижает риск искажения рельефа из-за смещения оттискного материала в процессе его полимеризации.

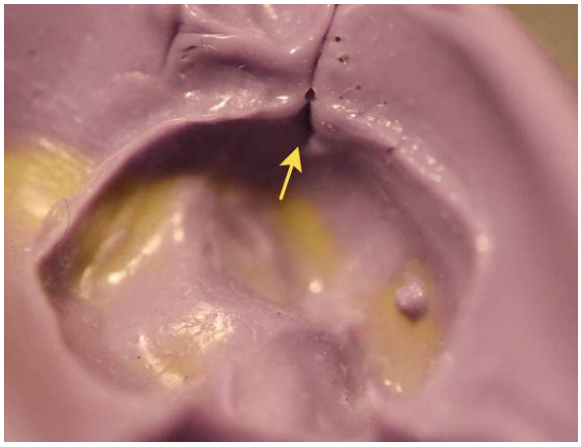
Оттискные материалы из групп силиконов уступают в воспроизведении рельефа полиэфиру, при этом А – силиконы воспроизвели рельеф поверхности зуба более четко, чем С – силикон. Это можно объяснить улучшенными гидрофильными свойствами аддитивных силиконов в результате включения в их состав поверхностно – активных веществ, уменьшающих поверхностное натяжение жидкой фазы и улучшающих смачиваемость оттискным материалом влажной поверхности зуба.

Недостатки полученных оттисков

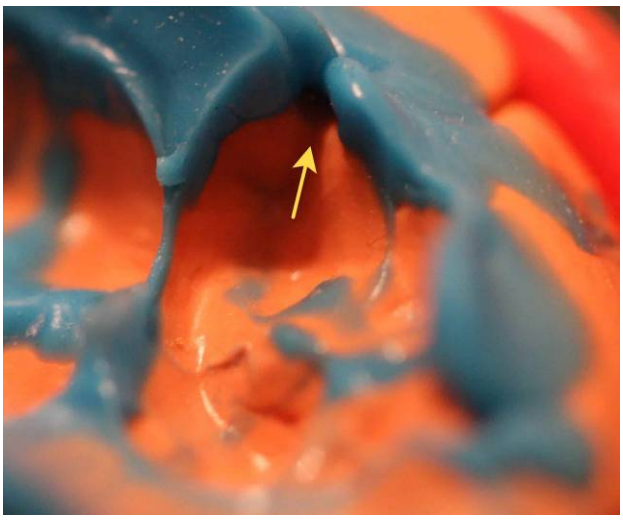
Оттяжки



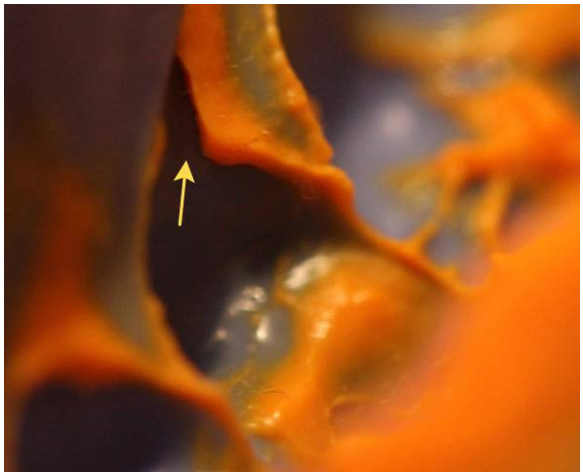
1.



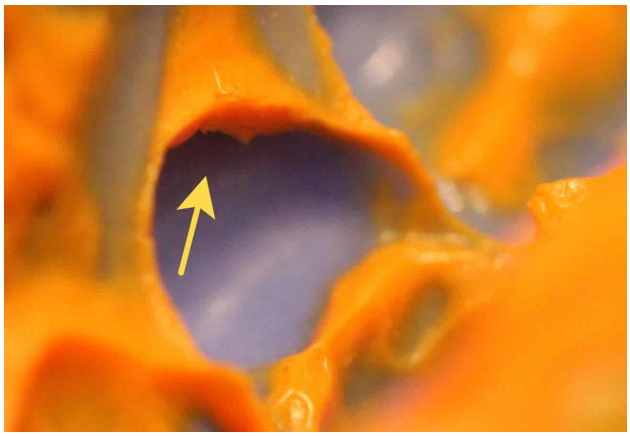
2.



3.

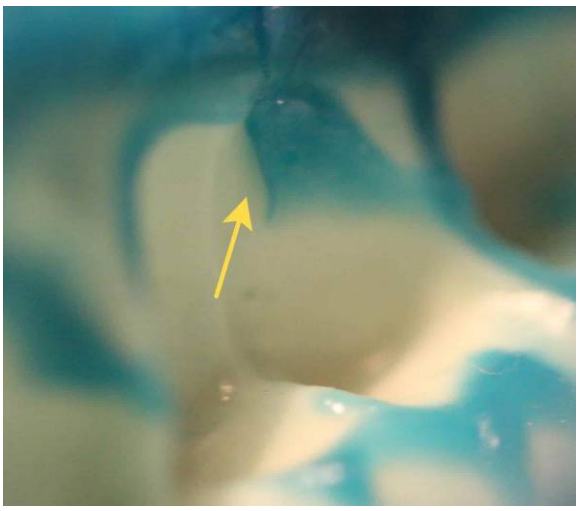


4.



5.

6.



7.

Рис. 11 Оттяжки на оттисках, снятых А – силиконами и С – силиконами: 1, 2 – KOHLERsil; 3 – Express STD, 3M ESPE; 4,5,6 – Silagum, DMG; 7 – Speedex, Coltene

Оттяжки были выявлены на одноэтапных двухфазных оттисках, снятых с помощью А - и С – силиконов. На одноэтапном однофазном оттиске из полиэфира оттяжек выявлено не было.

Появление оттяжек в двухфазном оттиске связано с тем, что базовый материал скользит через наиболее выпирающиеся места зуба (экватор) и не может заполнить поднутрения, расположенные позади. Отпечатки движения, как правило, расположены параллельно направлению введения ложки, вокруг поднутрений зуба.

Эти дефекты связаны с текучестью материала. Чем меньше вязкость материала, тем больше его текучесть, и наоборот.

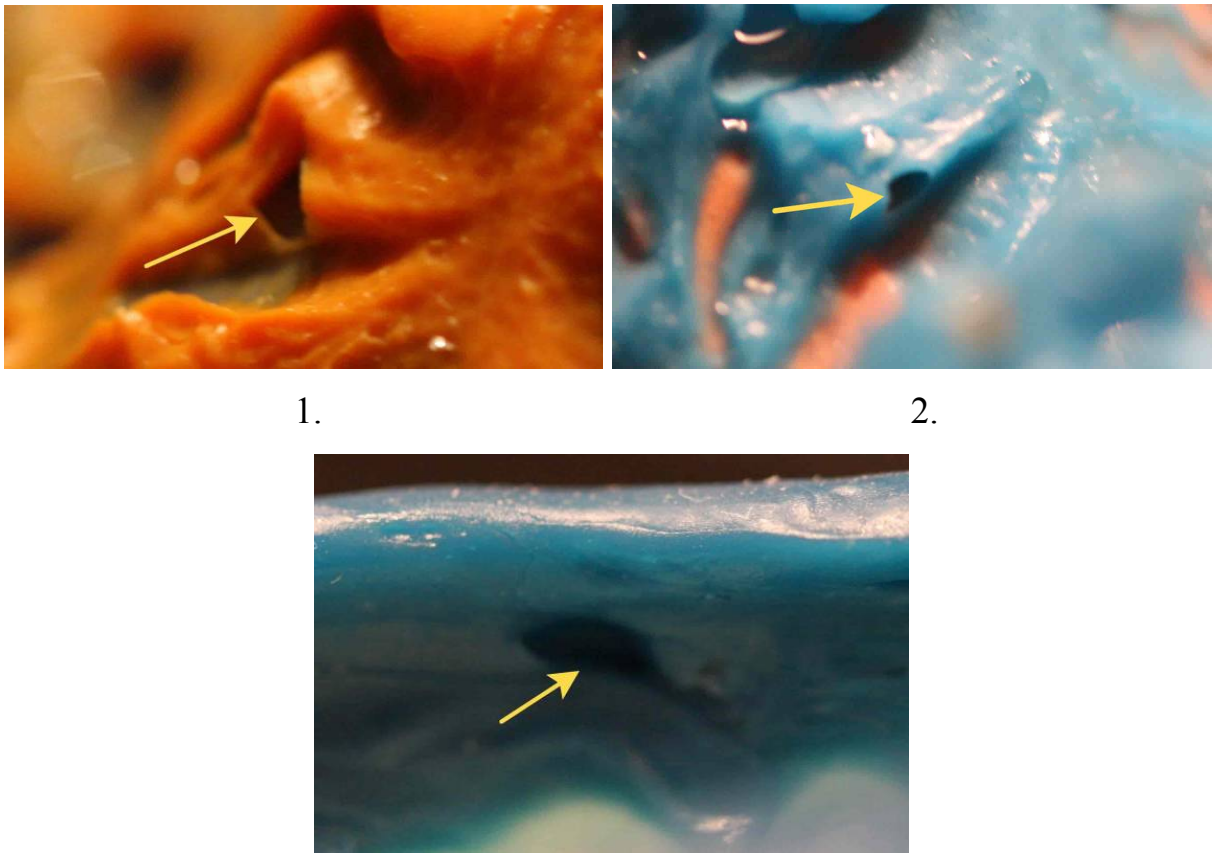
Единая вязкость материала в однофазном оттиске из полиэфирного материала в сочетании с высокой текучестью и гидрофильностью исключают образование оттяжек при работе с данным оттискным материалом.

Так же образование оттяжек в оттиске возможно вследствие смещения оттискного материала относительно проснимаемой поверхности в процессе его полимеризации. Для силиконов характерно постепенное течение

процесса полимеризации во время схватывания оттискного материала в полости рта (от 3 до 5 минут для разных представителей силиконов).

Быстрое схватывание полиэфирного материала (snap – set) исключает возможность образования оттяжек.

Поры

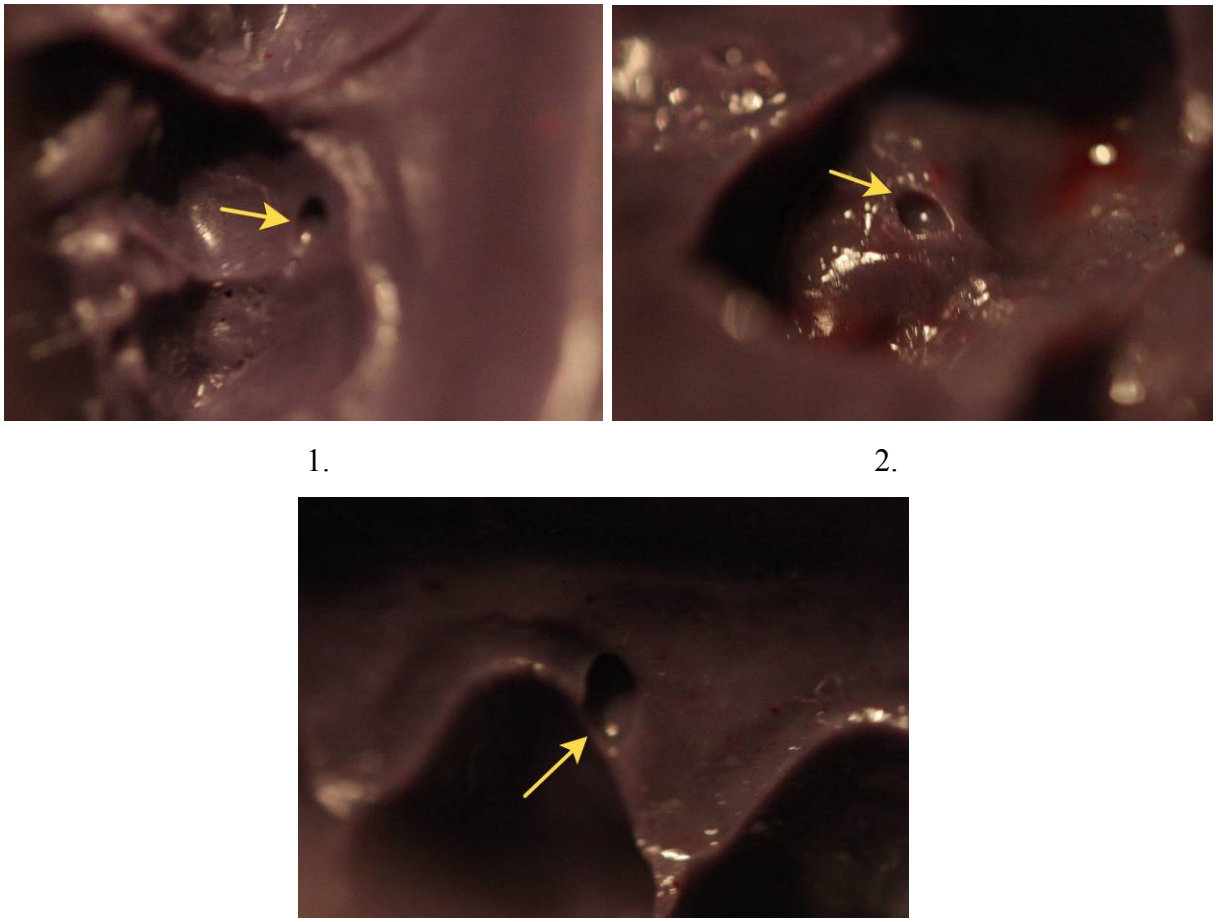


1. 2.

3.

Рис. 12 Поры на оттисках, снятых А – силиконами и С – силиконами:
1 - Silagum, DMG; 2 - Express STD, 3M ESPE; 3 – Speedex, Coltene

Образование пор на поверхности одноэтапного двухфазного оттиска, снятого материалами из групп А - и С – силиконов связано с присутствием влаги в области протезного ложа и гидрофобностью оттискного материала. На оттиске, полученном С – силиконом возможно так же образование пор из-за попадания воздуха в корригирующую оттискную массу при ее ручном замешивании.



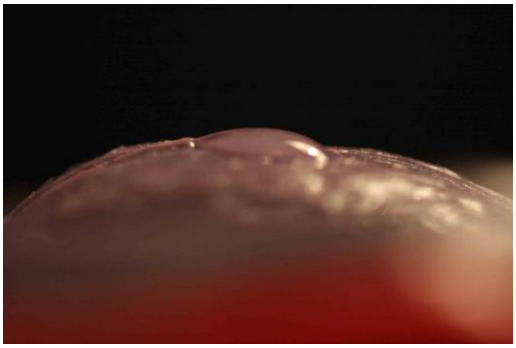
1. 2.

3.

Рис. 13 Поры на оттиске, снятом Impregum Penta Soft, 3M ESPE (1,2,3)

Оттискные материалы из группы полиэфиров обладают истинной гидрофильностью. Но оттиске, полученном материалом данной группы выявлены небольшие поры, что может быть связано с аппликационными ошибками. Полиэфирный оттискной материал обладает единой вязкостью и высокой текучестью. Необходима отработка навыков работы с ним. После внесения ложки с оттискным материалом в полость рта и позиционирования ее на зубном ряду необходимо контролировать ее неподвижность в момент схватывания материала. Предполагается возможность попадания пузырьков воздуха под оттискной материал именно в этот момент. Ошибка в технологии снятия оттиска на этом этапе

возможно привела к образованию незначительных пор на поверхности оттискного материала Impregum.



1.

2.

3.

Рис.14 Капля воды на поверхности полимеризованного оттискного материала:

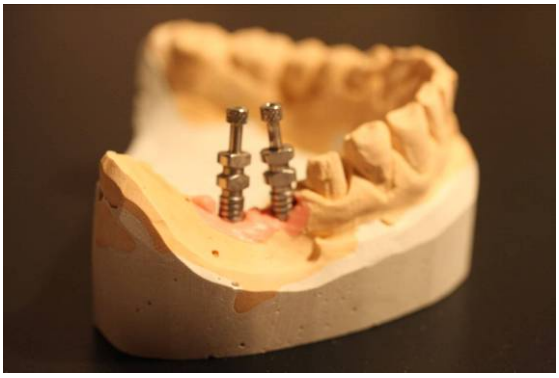
1 –Impregum Penta Soft, «3M ESPE»(полиэфир); 2 - Silagum, «DMG» (A – силикон); 3 - Speedex, «Coltene» (C - силикон)

2.2. Лабораторное исследование

Для лабораторного исследования была изготовлена контрольная модель из гипса IV класса с односторонним концевым дефектом (II класс по Кеннеди). В позициях зубов 36, 37 расположены аналоги имплантатов системы Alpha Bio, диаметром 3,75 мм. Модель была изготовлена с десневой маской согласно технологии изготовления модели при протезировании на имплантатах.

1.

2.



3.

4.

Рис. 15 Контрольная модель:

1 – без оттискных трансферов; 2 – оттискные трансферы; 3 – с установленными трансферами; 4 – конвергенция оттискных трансферов

С контрольной модели было снято 5 оттисков изучаемыми оттискными материалами методикой открытой оттискной ложки с помощью стандартных оттискных трансферов для открытой ложки системы Alpha Bio.

Открытые оттискные ложки были изготовлены путем индивидуализации стандартных металлических перфорированных оттискных ложек просверливанием в них окон для оттискных трансферов.

Материалами из группы А – силиконов (Silagum, DMG; KOHLERsil; Express STD, 3M ESPE) были сняты монофазные двухслойные оттиски материалом высокой вязкости (putty) и низкой (light). Материал высокой вязкости замешивали традиционным способом (вручную) согласно инструкции производителя, материал низкой вязкости с помощью

пистолета – диспенсера наносился на трансферы и область искусственной десны и затем на базовый слой оттиска.

Материалом из группы С – силиконов (Speedex, Coltene) был снят монофазный двухслойный оттиск материалом высокой вязкости (putty) и низкой (light). Материал высокой вязкости замешивали традиционным способом (вручную) согласно инструкции производителя. Материал низкой вязкости так же был замешан вручную шпателем на блокноте для замешивания, после этого он был внесен в шприц с изогнутой канюлей 3М ESPE. С помощью шприца корригирующая масса была нанесена на область оттискных трансферов и искусственной десны и затем на базовый слой оттиска.

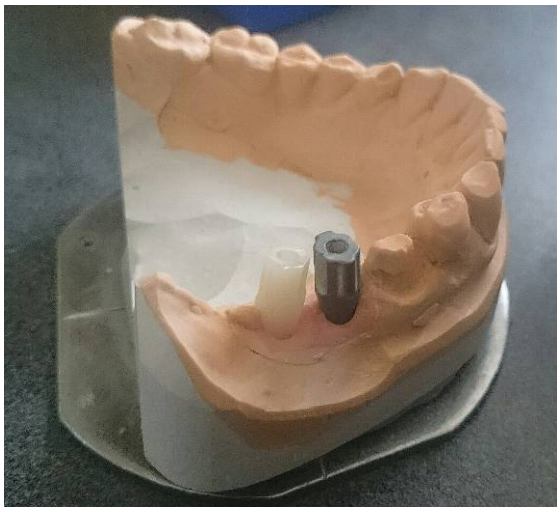
Полиэфирным материалом (Impregum Penta Soft, 3M ESPE) средней вязкости (medium) был снят монофазный однослойный оттиск. Материал замешивался и вносился в оттискную ложку при помощи аппарата для автоматического замешивания Pentamix 2, так же материал наносился на область оттискных трансферов с помощью шприца 3M ESPE.

Полученные оттиски были пронумерованы. В последующем по данным оттискам было изготовлено 5 экспериментальных моделей с использованием материалов и технологии аналогично контрольной модели. Модели для удобства были пронумерованы соответственно оттискам от 1 до 5. Контрольная модель была обозначена 0.

Таб. 6 Обозначение контрольной и экспериментальных моделей

№	Оттискной материал	Группа
0	Контрольная модель	-
1	KOHLERsil	А – силикон
2	Silagum, DMG	А – силикон
3	Impregum, 3M ESPE	Полиэфир
4	Express, 3M ESPE	А – силикон
5	Speedex, Coltene	С - силикон

Оценка точности трехмерного отображения имплантатов на экспериментальных моделях по сравнению с контрольной была проведена с помощью 3D сканирования CAD/CAM системой 3Shape Dental System.



1.

2.

3.

Рис. 16 Сканирование моделей CAD/CAM системой 3Shape Dental System:

1 – модель со скан – абатментами; 2 – аппарат для сканирования;

3 – сканирование модели

На модель были установлены скан – абатменты в области аналогов имплантатов (перед этим десневая маска была снята). После этого модель была обработана спреем для 3D – сканирования Helling. Подготовленную

модель фиксировали на платформе и помещали в сканер для проведения первичного этапа сканирования программой ScanItRestoration. После построения первичной модели в программе выделялись области аналогов имплантатов для детального сканирования. После подробного сканирования программа использует подробный скан для совмещения CAD модели каждого абатмента с соответствующим сканом. После окончания подробного сканирования и последующей обработки абатментов проводилась операция совмещения абатментов поочередно. Для этого в программе размещали соответствующие точки, одну – на CAD модели, вторую – на отсканированном абатменте.

После завершения процесса сопоставления абатментов с платформами, необходимо отсканировать десневую маску. Для этого с модели снимают скан – абатменты и устанавливают обратно десневую маску, затем запускают сканер.

В последующем проводился срез скана, и запускалась программа Dental Designer для выбора контрольных точек и измерения расстояний между ними.

Было принято решение проводить измерение на основании двух срезов сканов модели: продольного и поперечного.

Продольный срез был выполнен по центральной оси аналогов имплантатов. Контрольные точки были установлены на внутренней границе платформы имплантата (рис. 17).

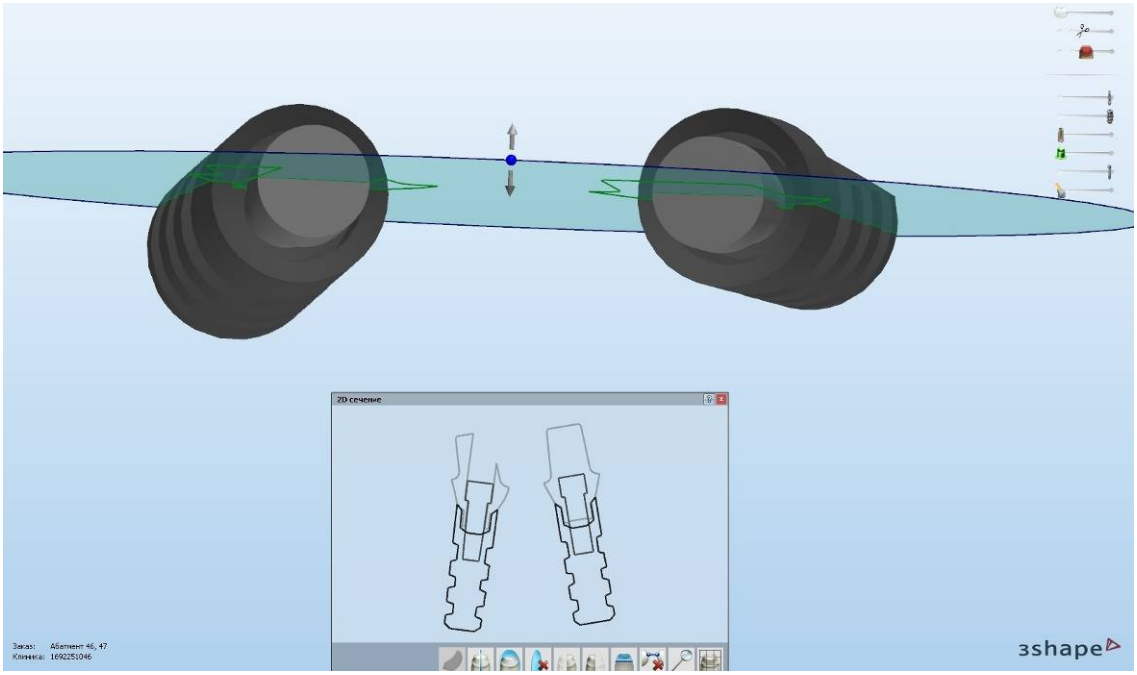


Рис.17 Продольный срез

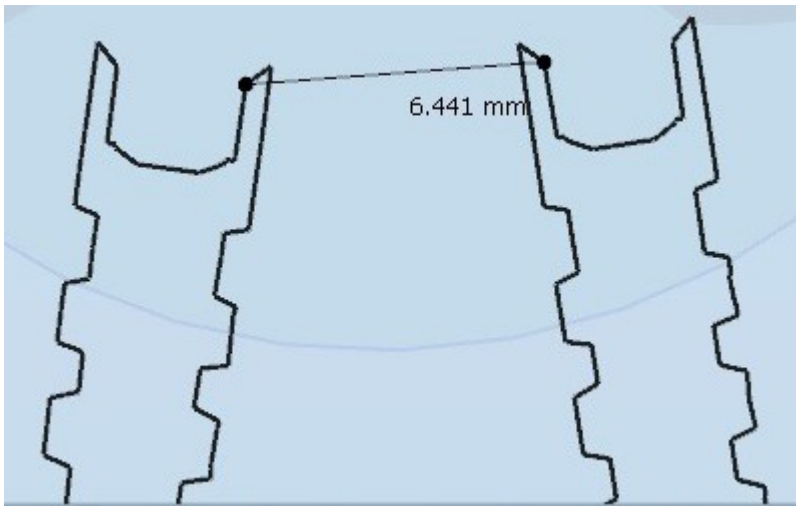


Рис.18 Контрольные точки на продольном срезе (модель 0, контрольная)

Поперечный срез был выполнен на уровне внешнего края платформы имплантата, в качестве дополнительного ориентира при проведении среза были установлены CAD – абатменты. Так как аналоги в исследуемых моделях конвергируют под внутренними углами, в качестве основы для проведения среза в каждой модели была выбрана платформа имплантата в позиции 46. Для контрольных точек были выбраны вершины шестигранников на платформе каждого имплантата (рис. 19).

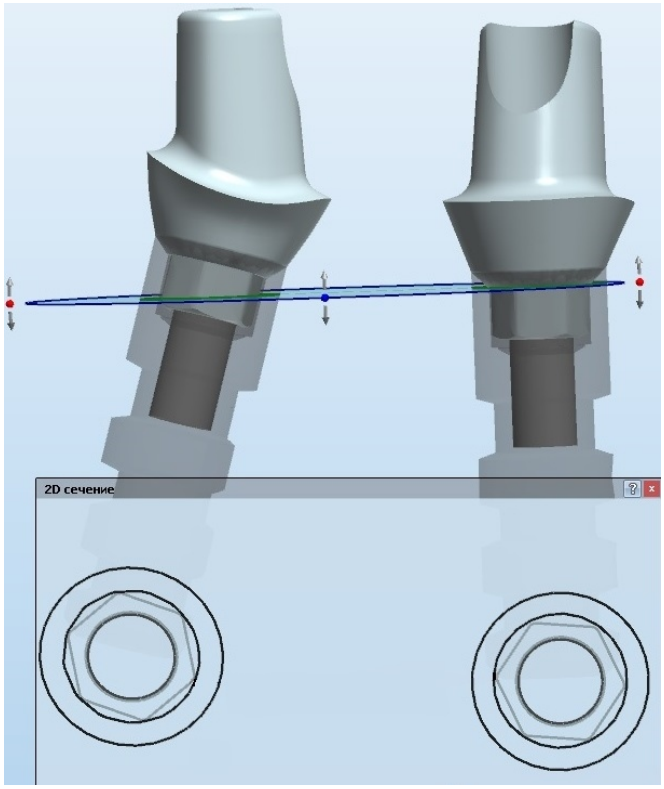


Рис. 19 Поперечный срез

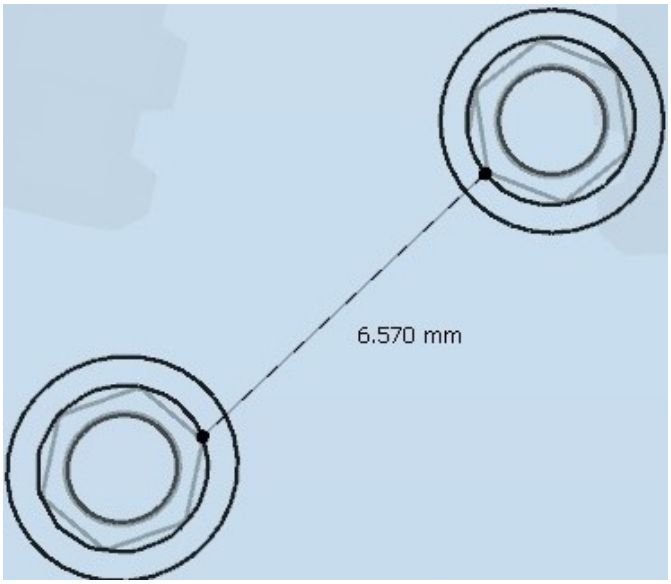


Рис. 20 Контрольные точки на поперечном срезе (модель 0, контрольная)

Сканы экспериментальных моделей и измерение контрольных точек на них представлены в приложениях.

Таб. 7 Результаты измерения расстояния между аналогами имплантатов

№	Контрольная / экспериментальная модель	Расстояние между контрольными точками на продольном срезе (мм), Δ (мм)	Расстояние между контрольными точками на поперечном срезе (мм), Δ (мм)
0	Контрольная модель	6,441	6,570
1	KOHLERsil	6,305 (- 0,136)	6,481 (- 0,089)
2	Silagum, DMG	6,268 (- 0,173)	6,437 (- 0,133)
3	Impregum, 3M ESPE	6,346 (- 0,095)	6,525 (- 0,045)
4	Express, 3M ESPE	6,315 (- 0,126)	6,470 (0,1)
5	Speedex, Coltene	6,080 (- 0,361)	6,230 (- 0,34)

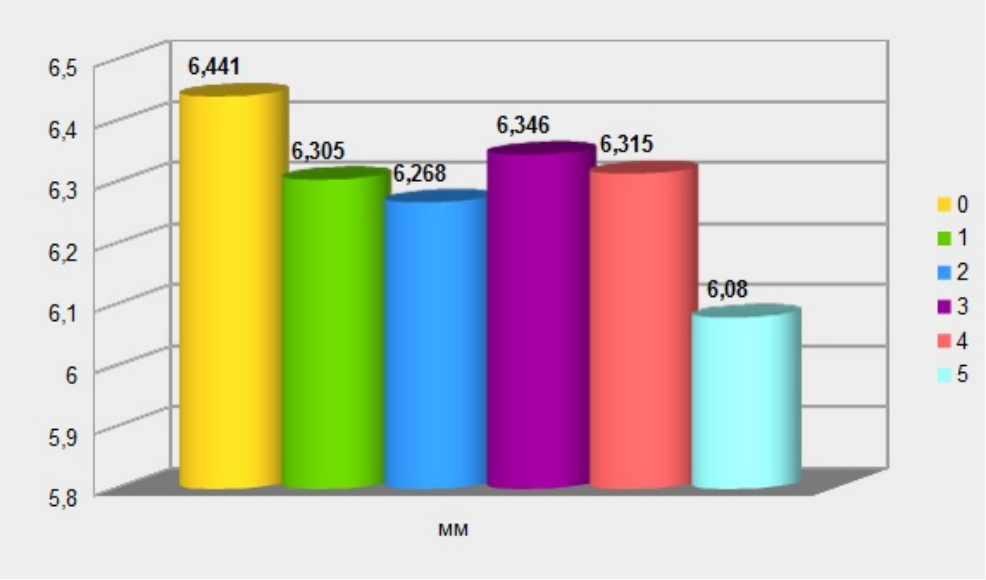


Рис. 21 Расстояние между контрольными точками на продольном срезе

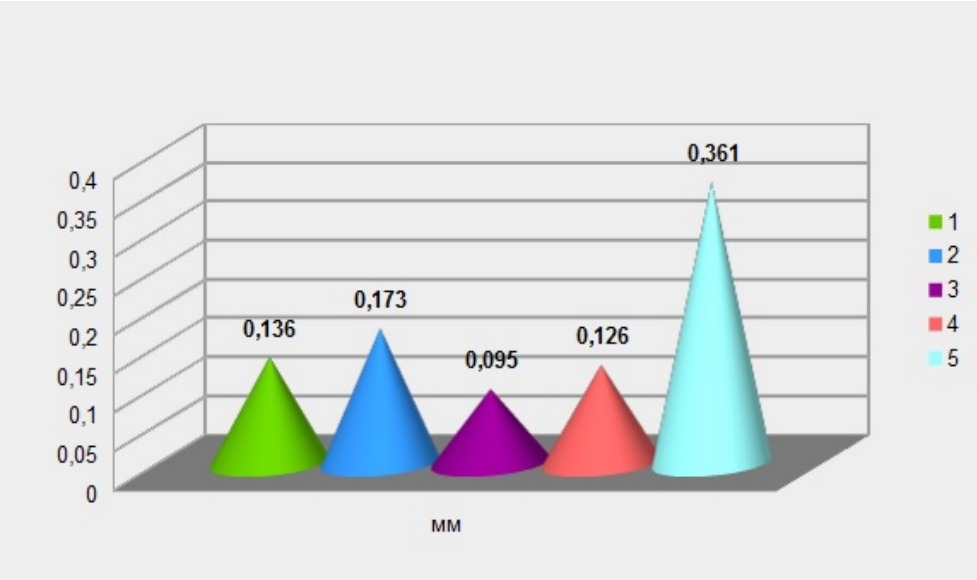


Рис. 22 Отклонение расстояния между контрольными точками на продольном срезе

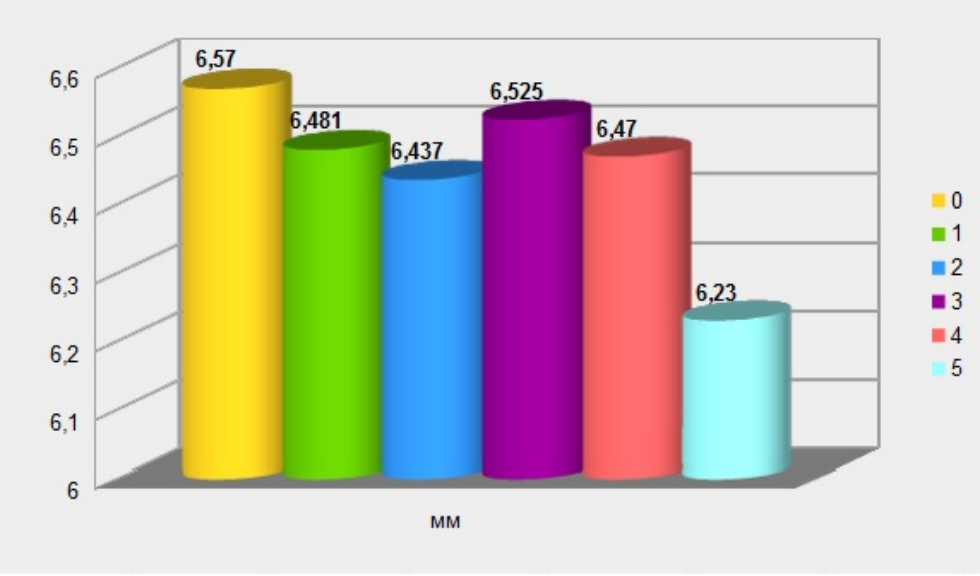


Рис. 23 Расстояние между контрольными точками на поперечном срезе

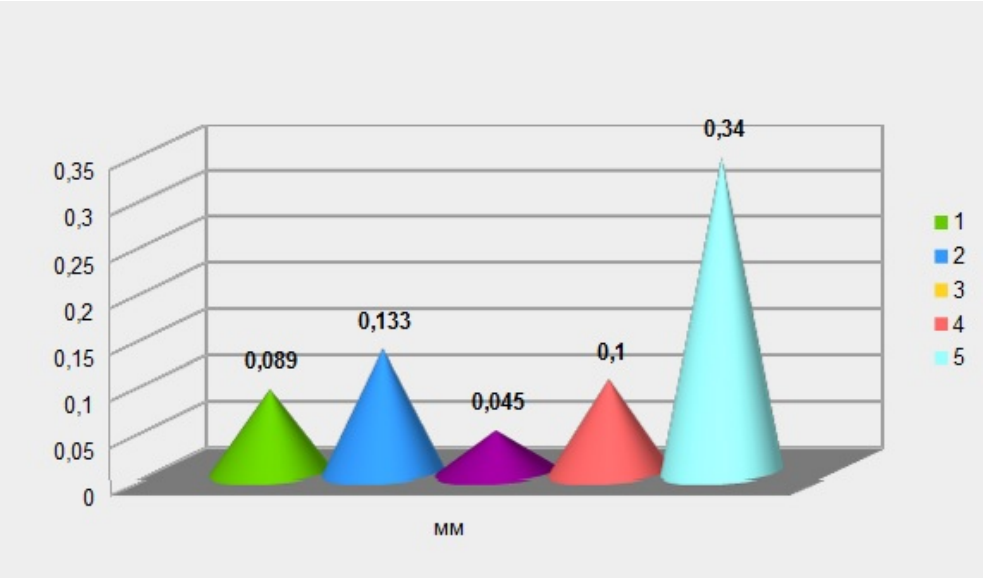


Рис. 24 Отклонение расстояния между контрольными точками на поперечном срезе

Точность сканирования составляет ≤ 0,012 мм. (Руководство пользователя 3Shape Dental System 2009).

При проведении продольного и поперечного срезов в программе мы ориентировались на CAD – компоненты имплантационной системы (винт, абатмент, платформа имплантата). Из-за того, что имплантаты в моделях конвергируют под внутренними углами, возникали сложности в проведении срезов сканов каждой модели в плоскости, абсолютно идентичной для каждой из моделей. Контрольные точки для измерения расстояния между аналогами имплантатов так же выставлялись вручную, визуально ориентируясь на компоненты CAD – модели. В связи с этим, возможна неточность полученных результатов. Однако, несмотря на вероятность относительной неточности измерений, на основании полученных в ходе лабораторного эксперимента результатов, мы видим закономерность в отклонении расстояния между аналогами имплантатов на моделях, изготовленных по оттискам из материалов трех групп (А – силиконы, С – силиконы, полиэфиры).

Согласно полученным данным, наименьшее отклонение расстояния между контрольными точками на обоих срезах показал материал из группы

полиэфиров (Impregum Penta Soft), наибольшая разница в отклонении расстояния на экспериментальной модели относительно контрольной наблюдалась у материала из группы С – силиконов (Speedex, Coltene). Результаты сканирования моделей, отлитых по оттискам из А – силиконов (KOHLERsil; Silagum, DMG; Express, 3M ESPE), заняли стабильное промежуточное положение в проведенном эксперименте.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время дентальная имплантация является одним из самых актуальных и высокотехнологичных методов реабилитации пациентов с дефектами зубных рядов. Применение внутрикостных дентальных имплантатов для ортопедического лечения является одним из наиболее востребованных направлений современной стоматологии.

Возросшие возможности современной стоматологии, а также развитие технологий позволили на новом уровне обратиться к проблеме протезирования на имплантатах. Такой прогресс в имплантологии привел к возникновению новых вопросов, касающихся используемых материалов и технологий.

В данной работе был рассмотрен вопрос выбора оттискного материала при протезировании на имплантатах. Оттиск является связующим звеном между врачом – ортопедом и зубным техником и должен максимально точно передавать клиническую картину и анатомию полости рта.

Протезирование на имплантатах требует беспрецедентно низких допусков погрешности в оттиске при передаче пространственного расположения имплантата на модель и максимально точного воспроизведения рельефа мягких и твердых тканей. При условии полной неподвижности имплантатов в кости компенсировать неточность изготовленной конструкции с опорой на имплантаты не представляется возможным.

На основании практической части исследования был сделан вывод о том, что наилучшим оттискным материалом при протезировании на имплантатах является полиэфир.

Высокая текучесть, тиксотропность и гидрофильность позволяют четко отобразить рельеф протезного ложа. Однородная вязкость одноэтапного монофазного оттиска в сочетании с высокой текучестью и быстрое схватывание материала исключают образование оттяжек и компрессию на слизистую оболочку.

Однако, на основании проведенного эксперимента можно сделать вывод о том, что полиэфирные оттискные материалы образуют на поверхности оттиска поры при допущении аппликационных ошибок (смещения ложки с оттискным материалом относительно зубного ряда в момент полимеризации материала).

Высокая конечная твердость материала (упругость материала составляет 1,9 – 3,3%), отличное восстановление после упругой деформации (99,6 %) и минимальная усадка (≤0,3%) позволяют жестко зафиксировать оттискной трансфер в оттиске и максимально точно перенести пространственное расположение имплантата на модель.

А – силиконы являются материалом выбора при протезировании на имплантатах и удовлетворяют требованиям к точности при данном виде протезирования. Несмотря на свою гидрофобную природу, благодаря включению в состав этих материалов поверхностно – активных веществ, уменьшающих поверхностное натяжение жидкой фазы, материалы данной группы достаточно четко отображают рельеф тканей полости рта при соблюдении условия высушивания поверхности перед снятием оттиска. Однако, А – силиконы образуют на поверхности оттиска поры при избыточном присутствии влаги.

А – силиконовый оттискной материал обладает достаточной жесткостью (упругость материала составляет 1,3 – 5,6%), высоким показателем восстановления после упругой деформации (99,84%) и незначительной усадкой (≤0,6%). Эти свойства материала позволяют передать пространственное расположение имплантата с минимальной погрешностью.

С – силиконовые оттискные материалы не достаточно четко отображают рельеф поверхности протезного ложа и так же, как и А – силиконы, образуют на поверхности оттиска поры при избыточном присутствии влаги.

Материалы данной группы допускают значительную погрешность в передаче пространственного расположения имплантата из-за меньшего показателя восстановления после упругой деформации (99,34%), недостаточной жесткости (упругость материала составляет 3,5 – 7,8%), значительной усадки оттискного материала со временем в процессе реакции поликонденсации (≥0,6%) даже при соблюдении рекомендованных требований по отливке гипсовой модели.

Материалы данной группы не рекомендуется использовать при изготовлении конструкций с опорой на имплантаты.

На основании клинического и лабораторного экспериментов можно сделать вывод о том, что положительные свойства оттискных масс, которые указывает производитель, очень сильно зависят от опыта врача и клинической ситуации.

Условия, которые определяет производитель, бывают трудновыполнимыми в повседневной практике, что склоняет врача - ортопеда к поиску оптимального материала для каждой конкретной клинической ситуации.

Как нам кажется, значительным улучшением в точности передачи рельефа и анатомии ротовой полости будет являться применение цифровых оттисков, так как сканирование и перенос данных на компьютер, минуя этапы получения оттиска, его антисептической обработки, хранения и транспортировки в зуботехническую лабораторию, отливки гипсовой модели, исключает появление неточностей в изготавливаемой ортопедической конструкции.

Таким образом, пока цифровые оттиски не вошли в повседневную практику всех стоматологических клиник, полиэфиры являются наилучшим выбором в традиционной технике снятия оттисков с имплантатов.

ВЫВОДЫ

1. При сравнении оттисков, полученных в клиническом эксперименте с применением оттискных масс из группы А – силиконов, С – силиконов и полиэфиров выявлено, что оттискной материал из группы полиэфиров (Impregum Penta Soft, 3M ESPE) наиболее четко передает рельеф твердых и мягких тканей полости рта, из силиконовых оттискных материалов А – силиконы демонстрируют более высокую четкость отображения рельефа, чем С – силиконы.

2. При детальном рассмотрении полученных оттисков и изучении их макрофотографий были выявлены следующие недостатки оттисков: оттяжки и поры в одноэтапных двухфазных оттисках из А – силикона и С – силикона, незначительные поры в одноэтапном однофазном оттиске из полиэфирного материала. Оттяжек в оттиске из полиэфира выявлено не было.

3. При сравнении оттисков, полученных в лабораторном эксперименте с контрольной модели с лабораторными аналогами имплантатов, была оценена точность передачи оттискным материалом трехмерного расположения аналогов имплантатов.

Оценка результатов эксперимента проводилась на основании 3D сканирования экспериментальных и контрольной моделей CAD/CAM системой 3 Shape Dental System и сравнения полученных данных.

Полиэфирный оттискной материал продемонстрировал наилучшую точность трехмерного отображения аналогов имплантатов: разница в расстоянии между контрольными точками составила 0,095±0,012 мм при измерении продольного среза и 0,045±0,012 мм при измерении поперечного среза.

Наибольшее отклонение аналогов имплантатов в экспериментальной модели относительно контрольной продемонстрировал оттискной материал из группы С – силиконов: разница в расстоянии между контрольными

точками составила 0,361±0,012 мм при измерении продольного среза и 0,34±0,012 мм при измерении поперечного среза.

Оттискные материалы из группы А – силиконов продемонстрировали удовлетворительную точность трехмерного отображения аналогов имплантатов. Погрешность расположена в пределах (0,126 – 0,173) ± 0,012 мм на продольных срезах и в пределах (0,089 – 0,133) ± 0,012 мм на поперечных срезах.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агаджанян Э.Г. Сравнительные характеристики оттискных масс/ Э. Г. Агаджанян // Вестник стоматологии. - 2005. -№3. – С. 15-18

2. Бортолини С. Консоло У., Росси Р. / Бортолини С., Консоло У., Росси Р ; Пер. с итал.; Под общ. ред. Каливраджиян Э. С. – М.: ООО «Медицинская пресса», 2009. -160 с.: ил.

3. Бедерак Л. Б., Рубникович С. П., Недень В. Ч. Влияние многоразового использования элементов супраструктур имплантационных систем на качество и надежность ортопедических конструкций с опорой на имплантаты // Стоматолог/Stomatologist 4(19) – 2015. –С. 50-54

4. Гветадзе Р.Ш., Нубарян А.П., Русанов Ф.С. Роль прецизионного оттиска в успешном ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты // СТОМАТОЛОГИЯ 3, 2012. –С. 70-75

5. Гришков С.В. Использование слепочного материала Impregum Penta Soft для получения прецизионных оттисков при протезировании на имплантатах в сложных клинических ситуациях. «Маэстро стоматологии» 2006; 4: 71—73

6. Жулев Е.Н. Материаловедение в ортопедической стоматологии: Учебное пособие. – Нижний Новгород, 1997. – 136 с.

7. Жулев Е.Н., Тетерин А.И. Сравнительная оценка точности оттисков для ортопедического лечения дефектов твердых тканей зубов искусственными коронками // Современные проблемы науки и образования. –2015.-№3

8. Зицманн Н., Шерер П. Стоматологическая реабилитация с помощью дентальных имплантатов. Клинич. руководство. М: Азбука 2005; 133.

9. Каламкаров А. Э., Саввиди К. Г., Костин И. О. Основные закономерности возникновения патологических изменений в костной ткани при ортопедическом лечении пациентов с использованием дентальных внутрикостных имплантатов // Институт стоматологии. – 2014. №2 (63). – С. 45 - 47

10. Кантанаева М.В., Балабанников С.А., Абакаров С.И., Широков Ю.Е. Оптимизация методики снятия слепков при использовании имплантатов системы «ЛИКО». Пути совершенствования последипломного образования специалистов стоматологического профиля. Актуальные проблемы ортопедической стоматологии и ортодонтии. – М.: 2002; 173—174.

11. Лебеденко И.Ю., Перегубов А.Б., Глебова Т.Э., Лебеденко А.И. Телескопические и замковые крепления зубных протезов. – М.: 2004; 182—183.

12. Карл Е. Миш. Ортопедическое лечение с опорой на имплантаты / Карл Е. Миш; пер. с англ. – М.: Рид Элсивер, 2010. -616 с. : ил.

13. Моторкина Т. В.: Характеристика оттискных материалов // Волгоградский научно – медицинский журнал. - 2011: 2; 7 - 11

14. Николаев В.А. Опыт применения наборов оттискных ложек профессора Шрейнмакерса для получения прецизионных оттисков. Новое в стоматологии 2002; 1: 99—101.

15. Нубарян А. П. автореферат: Клинико – лабораторное обоснование выбора методов и материалов для получения оттисков при протезировании с опорой на дентальные имплантаты // 14.01.14 - «Стоматология» Москва 2012

16. Ричард Ван Нурт. Основы стоматологического материаловедения / Ричард Ван Нурт; пер. с англ. -2-е изд. М.: Mosby, 2002. –301 с.

17. Мурадов М. А., Ряховский А. Н., Хамзатов Р. М. Методика оценки качества оттисков при изготовлении несъемных ортопедических протезов в стоматологической практике. Верхневолжский медицинский журнал. -2013. – Т. 11, вып. 4

18. Романов А.М. Полиэфирные оттискные материалы — клинические и фундаментальные нюансы выполнения высокопрецизионных оттисков стоматологии. Материалы XII и XIII Всероссийской научно-практической конференции и труды IX съезда СтАР. – М.: 2004; 577— 579.

19. Рыбалко Е.Н. Полиэфиры // “Маэстро стоматологии”. - 2007. - №2.

20. Семенюк В.М. Стоматология ортопедическая вопросах и ответах/ Семенюк В.М., Вагнер В.Д., Онгоев П.А.- М.: 2000.- 180 с.

21. Томпсон Р. Макросъемка. Практическое руководство для фотографов. – М.: Арт–Родник, 2006. – 160 с

22. Трезубов В.Н., Штейнгарт М.З., Мишнёв Л.М. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение: Учебник для медицинских вузов/ Под ред. проф. В. Н. Трезубова. – М.: СПб.: Специальная литература, 1999. – 324 с.: ил.

23. Хобкек Дж. А. Руководство по дентальной имплантологии / Хобкек Джон А., Уотсон Роджер М., Сизи Ллойд Дж. Дж.; Пер. с англ.; Под общ. ред. М.З.Миргазизова. – 2-е изд. –М.: МЕДпресс – информ, 2010. -224 с.: ил.

24. Цимбалистов А.В., Козицына С.И., Жидких Е.Д., Войтяцкая И.В Оттискные материалы и технология их применения/ Методическое пособие.- СПб., 2001.- 97 с.

25. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю. Математическое моделирование напряженно – деформированного состояния зубных протезов. – 2003. –С. 181 – 182

26. Polack MA. Simple method of fabricating an impression coping to reproduce peri – implant gingival on the master cast. J Prosthet Dent 2002; 88: 221 – 3.

27. Prithviraj D. R, Malesh L. Pujari, Pooja Garg, Shruthi D. P. Accuracy of the implant impression obtained from different impression materials and techniques: review. J Clin Exp Dent 2011; 3(2):e106 - 11

28. Kaplowitz G.J. Trouble-shooting dual-arch impressions. J Amer Dent Assoc 1997; 128: 9: 1277—1281.

29. Mahroo Vojdani, Kianoosh Torabi, Elham Ansarifard. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. Dental Research Journal, July 2015, Vol 12, Issue 4: 315 - 320

30. Millstein P., Maya A., Segura C. et. al. The accuracy of stock and custom tray impression/casts. J oral rehabil 1998; 25: 8: 645—648.

31. Robert G. Craig, John M. Powers, John C. Wataha Dental Materials: Properties and Manipulation: Mosby, Inc., 2004. — P. 156—198.

32.Roberto Sorrentino, Enrico Felice Gherlone, Gaetano Calesini, Fernando Zarone. Effect of Implant Angulation, Connection Length, and Impression Material on the Dimensional Accuracy of Implant Impressions: An In Vitro Comparative Study. Wiley Periodicals, Inc., 2009; 8: 1 – 14

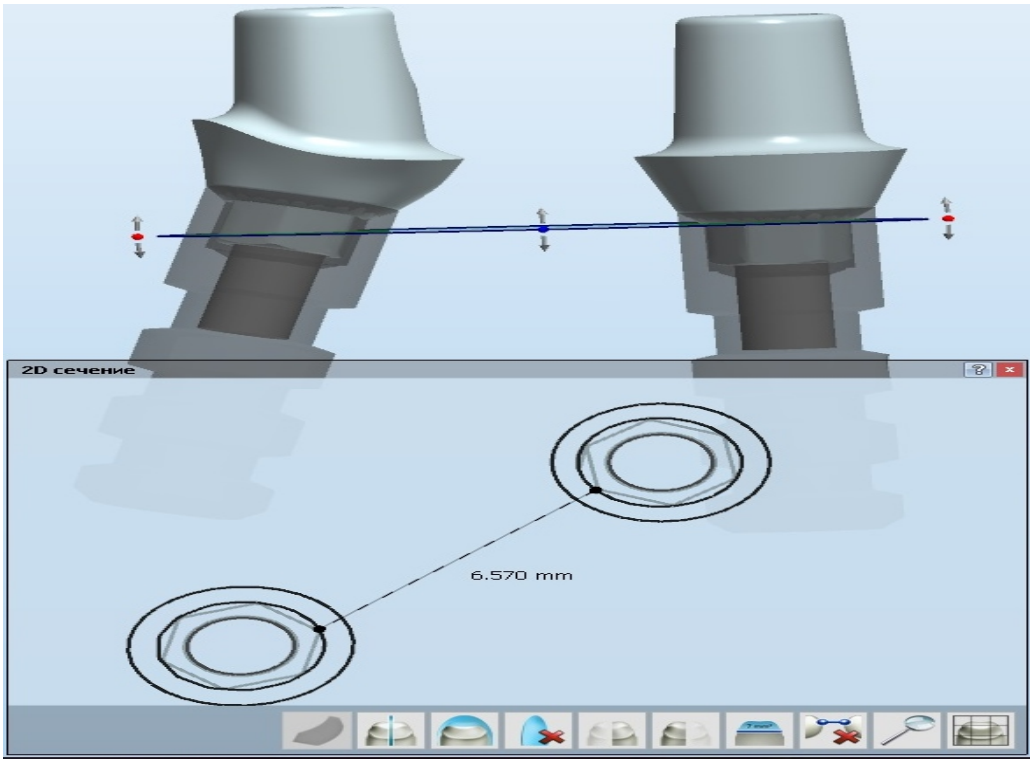
33. Sonika Kankane, Ashok Pakhan, Surekha Godbole, Seema Sathe. Comparative evaluation of accuracy of two impression techniques and materials for an implant – supported prosthesis: International Journal of Medical Science and clinical inventions 2015; Vol. 2, Issue 02: 741 - 750

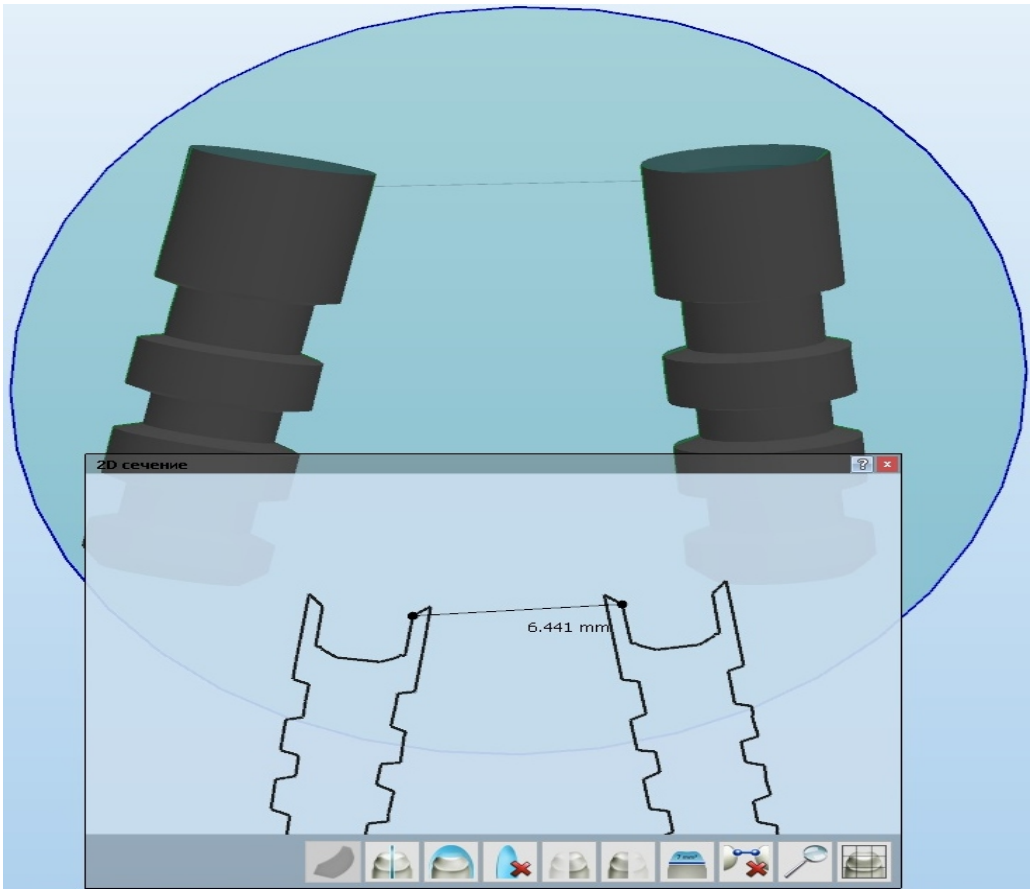
34. Sofou A.M., Mordohai I., Pissiotis A.L. et al. Fabrication of a custom-made impression tray for making preliminary impressions of edentulous mandibles. Quintessence international 1998; 29: 8: 513—516.

35. De la Cruz J.E., Funkenbusush P.D., Moss M.E. et al. Verification Jig for implant supported prostheses: a comparison of standart impressions with verification jigs of different materials. J Prosthet Dent 2002; 88: 329—336.

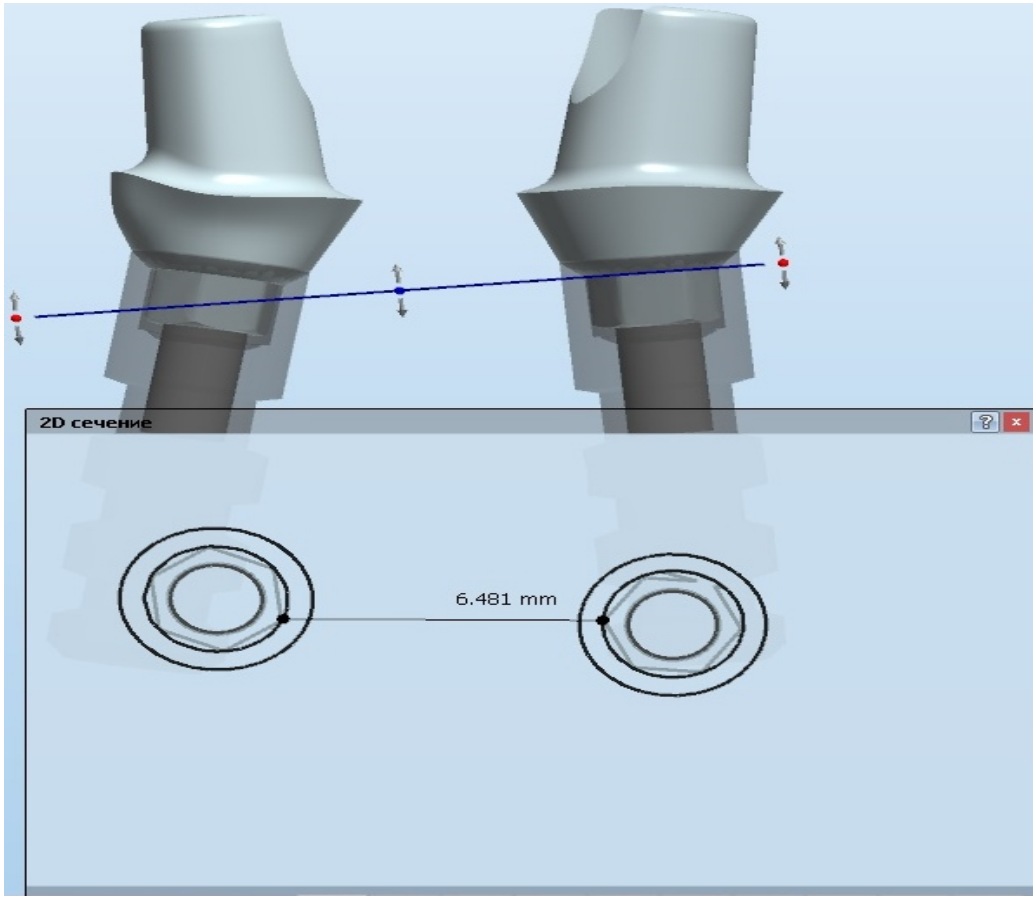
Приложения

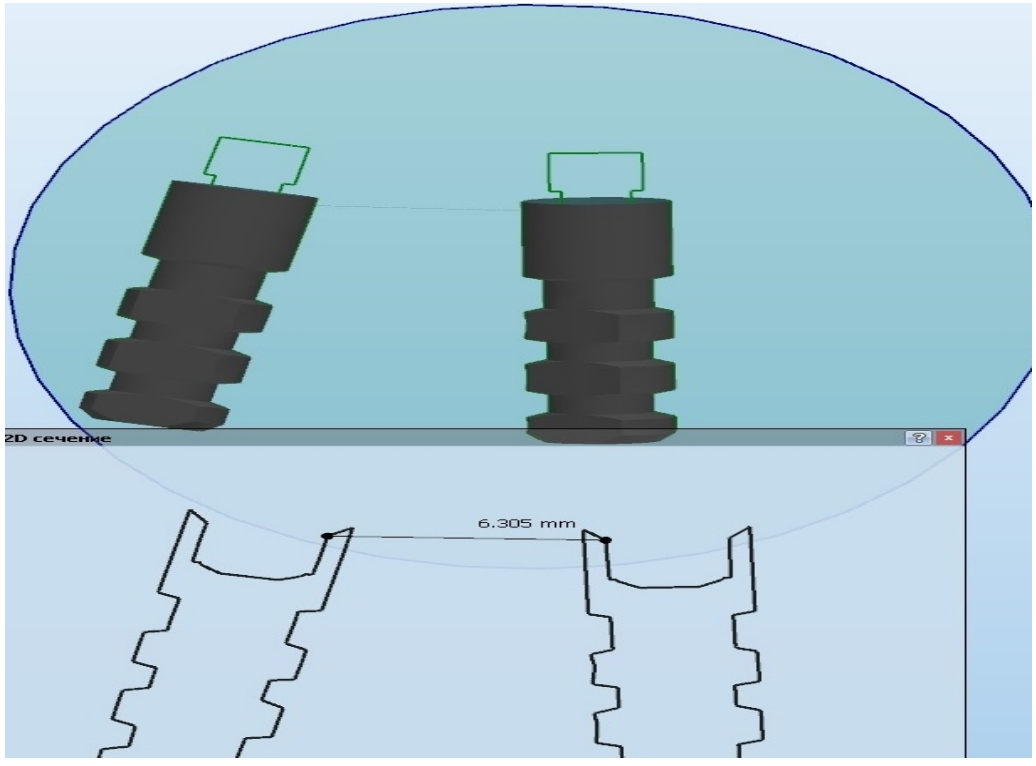
Срезы сканов и измерение расстояний между контрольными точками



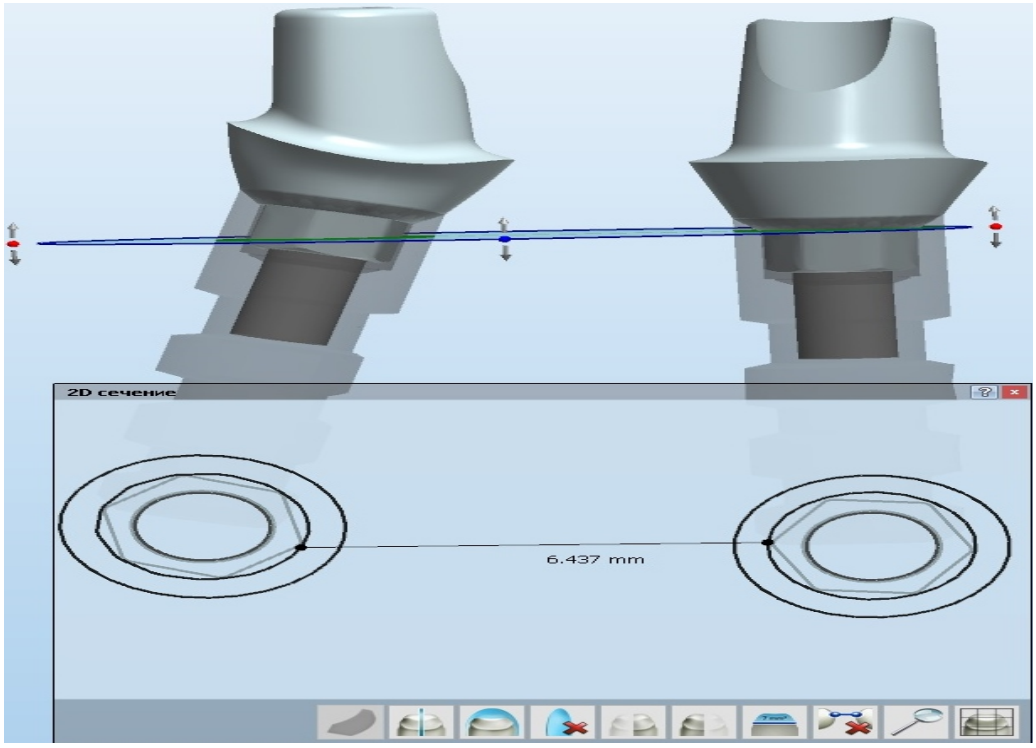


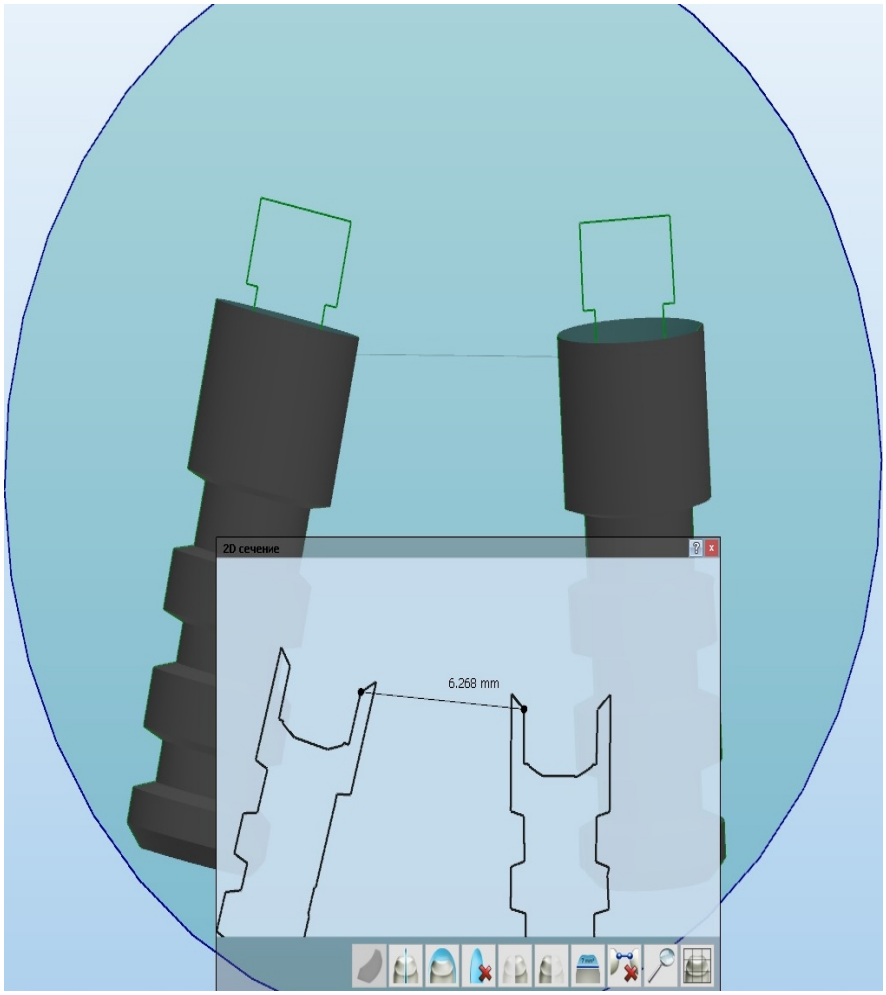
Приложение 1. Модель 0 (контрольная)



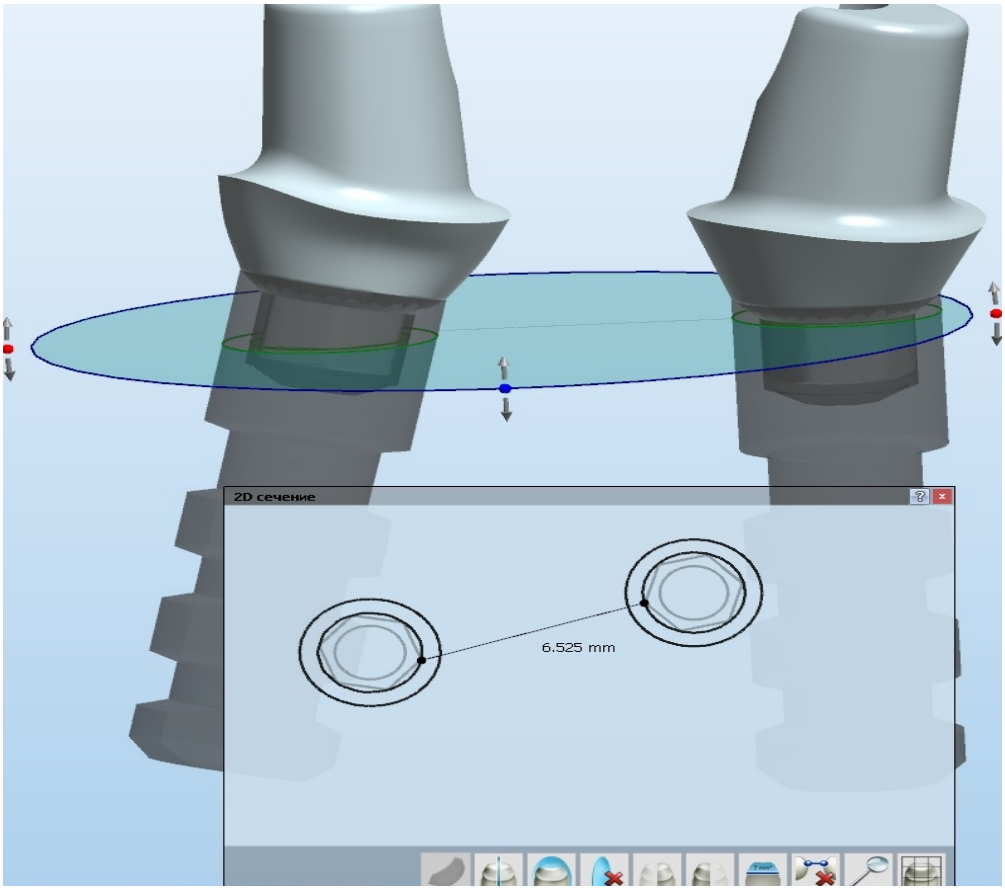


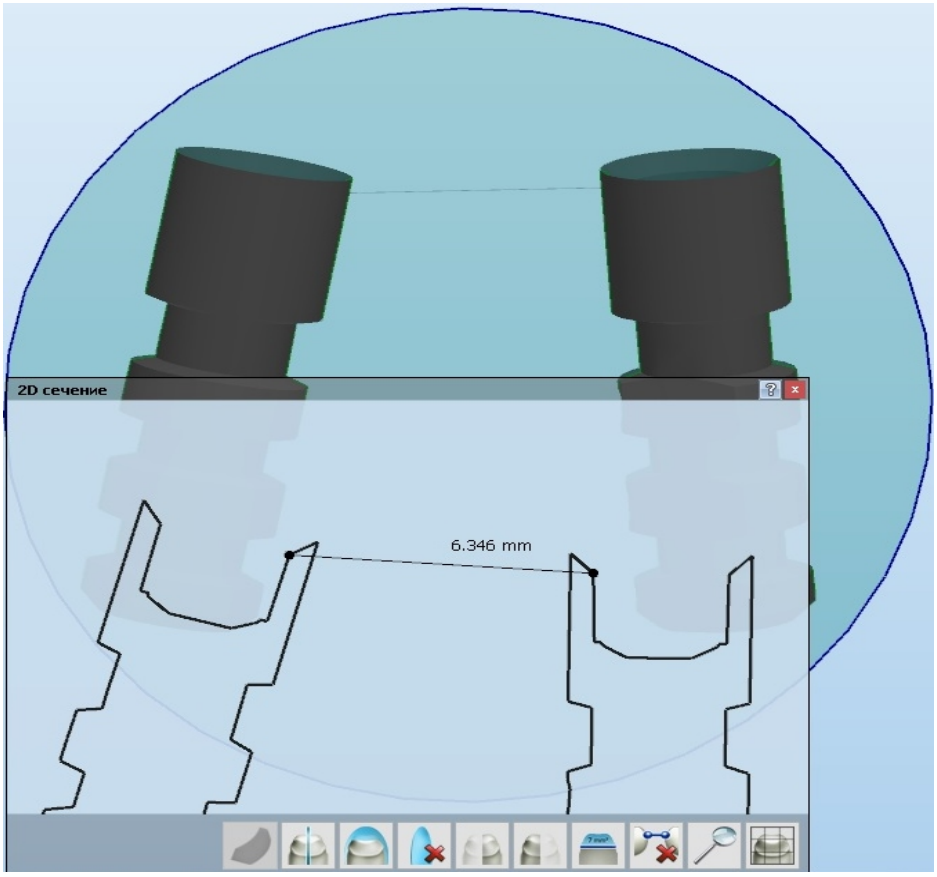
Приложение 2. Модель 1 (KOHLERsil)



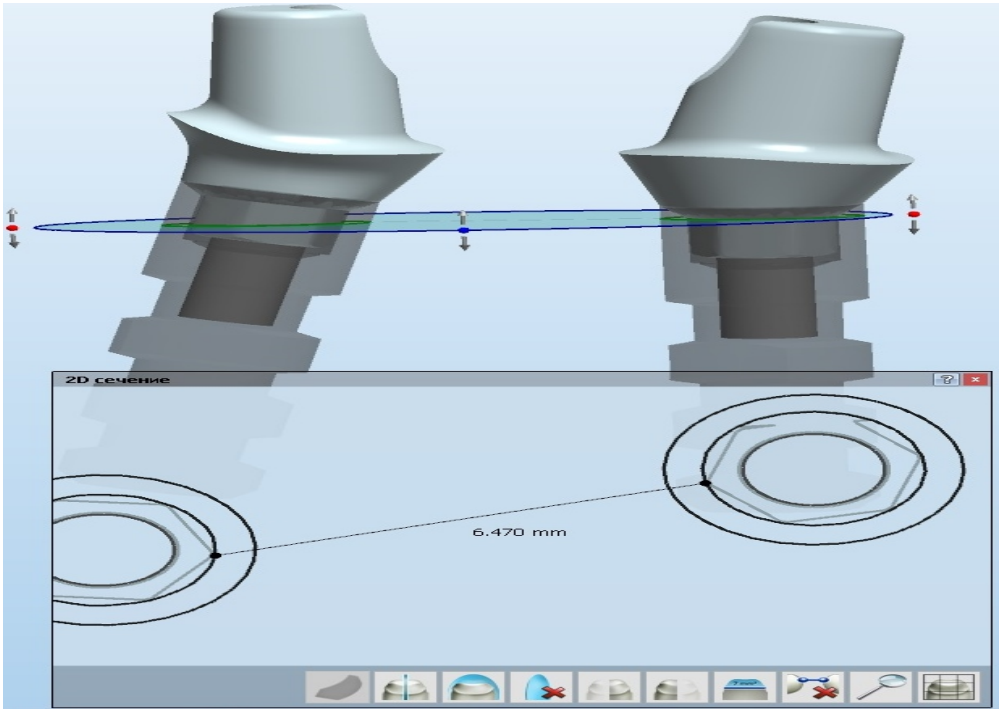


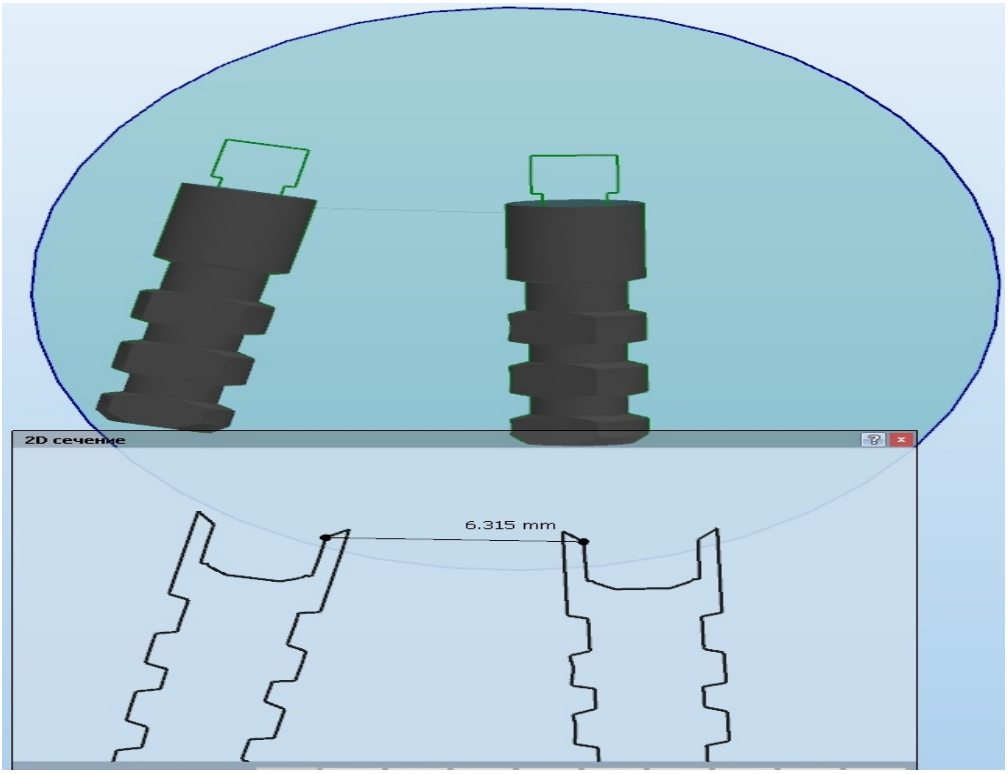
Приложение 3. Модель 2 (Silagum, DMG)



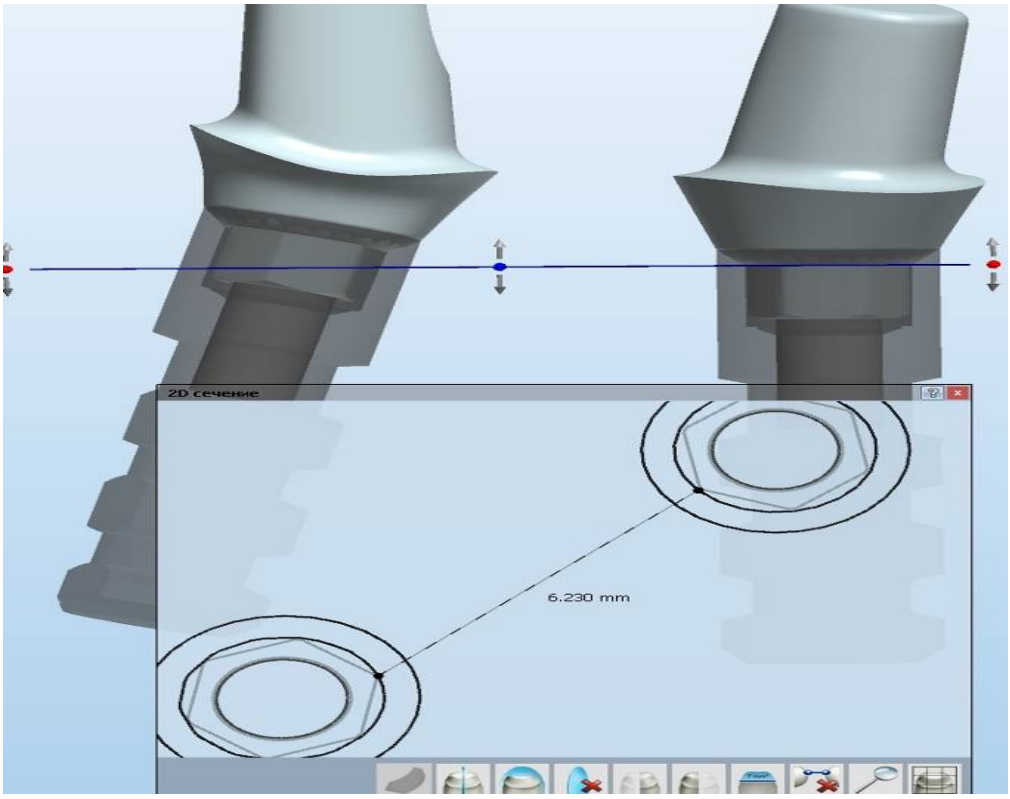


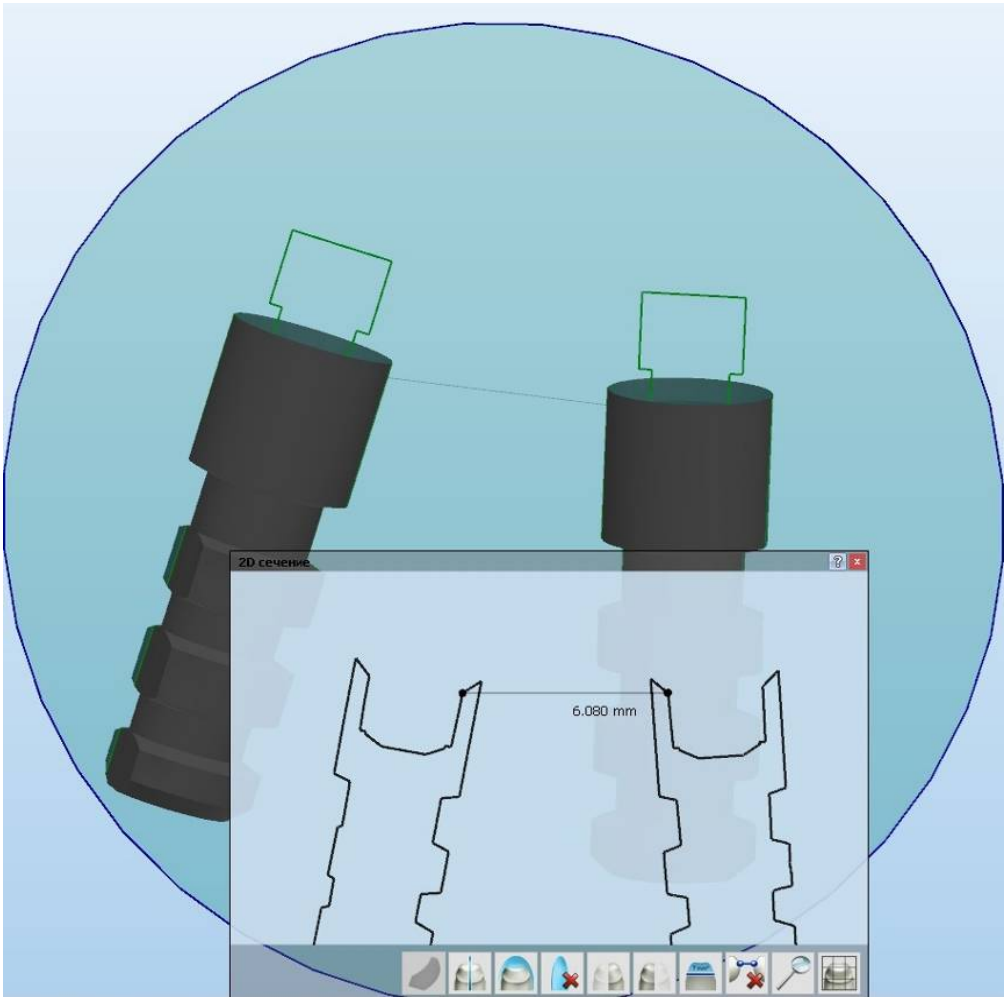
Приложение 4. Модель 3 (Impregum Penta Soft, 3M ESPE)





Приложение 5. Модель 4 (Express STD, 3M ESPE)





Приложение 6. Модель 5 (Speedex, Coltene)