

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«СЕВЕРО-ОСЕТИНСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

Кафедра стоматологии № 1

**МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ
ДЛЯ СТУДЕНТОВ 5 КУРСА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО ФАКУЛЬТЕТА**

**ДИСЦИПЛИНА ФГОС ВО
ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ
СТОМАТОЛОГИИ**

Владикавказ, 2017

Составители:

зав.каф., д.м.н. Дзгоева М.Г.,
доц. Хетагуров С.К
асс.Дзараева З.Р.,
асс.Мрикаева М.Р.,

Рецензенты: д.м.н. Золоев Р.В., д.м.н. Тобоев Г.В.

Тема №1

Применение методов лучевой диагностики (МСКТ, МРТ) при планировании комплексной реабилитации пациентов.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Применение методов лучевой диагностики при планировании комплексной реабилитации пациентов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким, Смоленск 2006г.
2. Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ)	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар!Медиа, 2010. – 224 с.
3. Магнитно-резонансная томография.	Лучевая диагностика в стоматологии : национальное руководство по лучевой диагностике / под ред. С.К. Тернового, А.Ю. Васильева, Д.А. Лежнева. – М. : Гэотар!Медиа, 2010. –288 с.

2. Студент должен знать:

1.Современные методы лучевой диагностики при планировании комплексной реабилитации пациентов.	<p>«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.</p>
2. Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ)	
3. Магнитно-резонансная томография.	

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	<p>«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.</p>
2. Провести осмотр полости рта.	
3. Правильно интерпретировать результаты мультиспиральной компьютерной томографии.	
4. Правильно интерпретировать результаты магнитно-резонансной томографии.	

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите области применения МРКТ в стоматологии.

2. Опишите методику МРКТ.

3. Опишите методику МРТ.

4. Перечислите области применения МРТ в стоматологии.

Использование мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) расширило диагностические возможности лучевого исследования для решения задач стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Сфера использования МСКТ в исследовании челюстно-лицевой области чрезвычайно разнообразна. В сравнении с другими диагностическими технологиями МСКТ имеет целый ряд неоспоримых преимуществ, таких как быстрота сканирования, получение высококачественного многопроекционного (многоплоскостного) и объемного отображения отделов лицевого черепа, выполнение целого ряда измерений (линейных размеров, углов, определения плотности ткани и т.д.). В процессе постпроцессорной обработки обязательна оценка мультипланарных реформированных изображений (MPR) в сагиттальной, фронтальной, косых проекциях, криволинейных сечениях и трехмерных реконструкциях. Относительным недостатком МСКТ являются артефакты от металлических инородных тел и установленных в ходе оперативных вмешательств металлоконструкций. Однако существенно препятствовать адекватной оценке состояния анатомических структур это не может. Для объективного восприятия клиницистом состояния интересующей зоны целесообразно архивирование изображений в электронном виде на CD-ROM или DVD-диске в специальных просмотревых программах или совместный с врачом лучевой диагностики анализ изображения за монитором компьютера.

Бурный прогресс современной стоматологии и челюстно-лицевой хирургии во многом обусловлен активным внедрением в клиническую практику высокотехнологичных лучевых технологий, таких как МСКТ, денальная объемная томография, ультразвуковое исследование высокого разрешения, магнитно-резонансная томография [3, 5].

Традиционные рентгенологические методики исследования челюстно-лицевой области, в большинстве случаев, предполагают получение однопроекционного плоскостного изображения интересующих зон, имеющего ограниченный объем информации и часто содержащего проекционные искажения [4–6]. Создание технологии компьютерной томографии расширило диагностические возможности лучевого исследования и дало возможность высококачественного многопроекционного (многоплоскостного) и объемного отображения отделов лицевого черепа [2, 6, 7].

Современная МСКТ лицевого скелета призвана решать следующие задачи:

- диагностика заболеваний и повреждений (как первичная, так и уточняющая);
- планирование оперативного вмешательства с проведением необходимых измерений, в том числе с построением моделей методами быстрого прототипирования (например, стереолитографических);
- проектирование результатов оперативного лечения и создание интраоперационных шаблонов;
- контроль качества хирургических вмешательств в раннем, отсроченном и отдаленном послеоперационном периодах [5, 6, 9].

Сфера использования МСКТ в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии чрезвычайно разнообразна: диагностика врожденных и посттравматических деформаций лицевого черепа, периодонтальных и пародонтальных костных изменений, воспалительных и диспластических процессов челюстей, новообразований (кист, опухолей и опухолеподобных поражений), заболеваний верхнечелюстных пазух и височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), оценка возможности и планирование проведения денальной имплантации и ортодонтического лечения, анализ результатов эндодонтического лечения [3, 6].

В сравнении с данными других диагностических технологий МСКТ имеет неоспоримые преимущества в оценке состояния стенок орбит и околоносовых пазух на всем протяжении. Это особенно важно при часто не диагностируемых повреждениях нижней стенки глазницы с последующим смещением глазного яблока. Высококачественное раздельное отображение оральной и вестибулярной кортикальных пластин и губчатого вещества челюстей позволяет объективизировать диагностику пародонтита, деструктивных поражений и полостных образований, оценить возможности проведения внутрикостной денальной имплантации. Достоверно передается локализация зон патологии и их взаимоотношение с анатомическими

детальными (корнями зубов, нижнечелюстным каналом, верхнечелюстной пазухой и полостью носа). МСКТ имеет преимущества в детализации характера смещения отломков при повреждениях боковых отделов тела, ветви нижней челюсти и мышечного отростка.

Кроме того, по данным МСКТ устанавливается точная топика нахождения инородных тел челюстно-лицевой области, определяется взаимоотношение их с важнейшими анатомическими структурами

этой зоны. И, что важно, только по результатам этого исследования планируются операции по их удалению, включая выбор оптимального доступа, учитывая близость различных анатомических образований (например, кровеносных сосудов, нервных сплетений и т.д.).

МСКТ дает возможность изучения состояния слизистой оболочки околоносовых пазух и позволяет в большинстве случаев дифференцировать риногенное или одонтогенное происхождение верхнечелюстного синусита, определять особенности строения пазухи от наличия в ней полостного образования, оценивать размеры и локализацию образований и деструктивных процессов в зоне синуса [1, 3].

По данным МСКТ имеется возможность эффективно оценивать результаты эндодонтического лечения и выявлять его осложнения: перфорацию корня зуба и выведение пломбировочного материала за пределы корневых каналов с детальной оценкой локализации изменений по отношению к нижнечелюстному каналу, верхнечелюстной пазухе и полости носа [3, 6].

При врожденных и посттравматических деформациях костей лицевого черепа МСКТ предоставляет эксклюзивную информацию о состоянии и размерах костей

лицевого черепа, околоносовых пазух, орбит, височно-нижнечелюстных суставов, а также глазных яблок, зрительного нерва и глазодвигательных мышц.

В зависимости от поставленных задач зубные ряды во время сканирования могут находиться в положении привычной окклюзии или размыкаться с помощью рентгеноконтрастного материала на заданную ширину.

Первичную информацию о состоянии лицевых костей предоставляют стандартные реконструированные аксиальные срезы. В процессе постпроцессорной обработки обязательна оценка мультипланарных реформатированных изображений (MPR) в сагиттальной, фронтальной,

косых проекциях и криволинейных сечениях. Для задач стоматологии наиболее информативными являются срезы, ориентированные параллельно и перпендикулярно альвеолярному гребню. При этом для решения задач, например, дентальной имплантации рассчитывается высота и ширина альвеолярного отростка челюстей, выявляется форма альвеолярного гребня, структура и плотность костной ткани. При изучении состояния нижнечелюстного канала и корневых каналов зубов, в соответствии с их топографией, целесообразны криволинейные сечения [3, 6].

Для достоверной оценки внутрисуставных отношений в височно-нижнечелюстных суставах обязательно выполнение исследования в положении привычной окклюзии и при максимально открытом рте. Изображения должны быть представлены в аксиальной, фронтальной и сагиттальной проекциях, причем, поскольку сагиттальные плоскости головки нижней челюсти и нижнечелюстной ямки височной кости различны, реформатированный срез ориентируется через центр головки челюсти, максимально приближаясь к сагиттальному для всех костных элементов сустава [3, 8, 9].

Для задач стоматологии и челюстно-лицевой хирургии важное место занимают объемные реконструкции, позволяющие оценить локализацию и распространенность патологических изменений. Более наглядную картину пародонтальных костных изменений, пространственного расположения ретенированных и дистопированных зубов предоставляет объемное изображение всего зубного ряда. 3D реконструкция изображения дает возможность объективно оценить локализацию отломков при переломах мышечкового отростка и головок нижней челюсти, а также имеет диагностическую ценность при врожденных и приобретенных деформациях черепа [2, 5, 8].

При планировании оперативного лечения важное значение имеет определение размера дефекта и расстояния от него до границ анатомических структур. Существенную помощь в сложных клинических ситуациях оказывает использование моделей области интереса лицевого скелета из композитных материалов, получаемых методами быстрого прототипирования с использованием CAD/CAM систем.

К задачам планирования оперативного вмешательства по данным МСКТ относится расчет параметров анатомических деталей для проведения внутрикостной дентальной имплантации, оперативного устранения дефектов скулоорбитального комплекса аутокостными трансплантатами, изготовления индивидуальных силиконовых имплантатов с целью восстановления пропорций лица.

Данный подход наиболее удобен для решения задач стоматологической имплантации. При этом может использоваться ряд специализированных программ (SimPlant, ImplantAssistent, SurgeCase и др.). Кроме того CAD/CAM технологии нашли применение при проектировании устранения костных дефектов и деформаций, в том числе с использованием различных аутоотрансплантатов [5, 6].

Стоит отметить, что относительным недостатком МСКТ при планировании хирургического лечения

и динамическом наблюдении пострадавших с травматическими повреждениями челюстно-лицевой области являются артефакты от металлических инородных тел и установленных в ходе оперативных вмешательств металлоконструкций. Хотя существенно препятствовать адекватной оценке состояния анатомических структур это не может.

Следует учитывать, что серия распечатанных на пленке КТ изображений не всегда может предоставить исчерпывающую информацию, поэтому для объективного восприятия клиницистом состояния интересующей зоны целесообразно архивирование изображений в электронном виде на CD-ROM или DVD-диске в специальных просмотревых программах или совместный с врачом лучевой диагностики анализ изображения за монитором компьютера.

Таким образом, мультиспиральная компьютерная томография по-прежнему является одним из ведущих методов диагностики заболеваний и повреждений челюстно-лицевой области, планирования оперативного лечения и контроля качества хирургической коррекции в этой сложной анатомической области.

ТЕМА №2 Комплексное планирование ортопедического лечения с помощью CAD/CAM-технологий. Модели, полученные методом компьютерного прототипирования (стереолитография). Лазерная доплерография.

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Магнитный резонанс, или, как его называли и по-прежнему называют в естественных науках, — ядерный магнитный резонанс (ЯМР), — это явление, впервые упомянутое в научной литературе в 1946 г. учеными США F.Bloch и E.Purcell. После включения ЯМР в число методов медицинской визуализации слово «ядерный» было опущено. Современное название метода магнитно-резонансная томография (МРТ) трансформировалось из более раннего названия — ЯМР исключительно из соображений маркетинга и радиофобии населения. Основными элементами магнитно-резонансного томографа являются: магнит, генерирующий сильное магнитное поле; излучатель радиочастотных импульсов; приемная катушка-детектор, улавливающая ответный сигнал тканей во время релаксации; компьютерная система для преобразования получаемых с катушки-детектора сигналов в изображение, выводимое на монитор для визуальной оценки.

В основе метода МРТ лежит явление ЯМР, суть которого в том, что ядра, находящиеся в магнитном поле, поглощают энергию радиочастотных импульсов, а при завершении действия импульса излучают эту энергию при переходе в первоначальное состояние. Индукция магнитного поля и частота прилагаемого радиочастотного импульса должны строго соответствовать друг другу, т.е. находиться в резонансе.

Роль классического рентгеновского исследования ограничена возможностью получения изображения только костных структур. Вместе с тем костные изменения ВНЧС, как правило, появляются на поздних стадиях заболеваний, что не позволяет своевременно оценить характер и степень выраженности патологического процесса. В 1970—1980-е годы для диагностики дисколигаментарных изменений применялась артротомо-графия с контрастированием полости сустава, которая как интервенционное вмешательство в настоящее время вытеснена более информативными для врача и необременительными для больного исследованиями. Широко используемая в современной клинике рентгеновская КТ позволяет детально оценить структуру костей, образующих ВНЧС, но чувствительность этого метода в диагностике изменений внутрисуставного диска слишком низка. В то же время МРТ как неинвазивная методика позволяет объективно оценить состояние мягкотканых и фиброзных структур сустава и прежде всего структуру внутрисуставного диска. Однако, несмотря на высокую информативность, МРТ ВНЧС не имеет стандартизированной методики выполнения исследования и анализа выявляемых нарушений, что порождает разночтение получаемых данных.

Под действием сильного внешнего магнитного поля в тканях создается суммарный магнитный момент, совпадающий по направлению с этим полем. Это происходит за счет направленной ориентации ядер атомов водорода (представляющих собой диполи). Величина магнитного момента в изучаемом объекте тем больше, чем выше напряженность магнитного поля. При выполнении исследования на изучаемую область воздействуют радиоимпульсы определенной частоты. При этом ядра водорода получают дополнительный квант энергии, который заставляет их подняться на более высокий энергетический уровень. Новый энергетический уровень является в то же время менее стабильным, а при прекращении действия радиоимпульса атомы возвращаются в прежнее положение — энергетически менее емкое, но более стабильное. Процесс перехода атомов в первоначальное положение называется релаксацией. При релаксации атомы испускают ответный квант энергии, который фиксируется воспринимающей катушкой-детектором.

Радиоимпульсы, воздействующие во время сканирования на «зону интереса», бывают различными (повторяются с разной частотой, отклоняют вектор намагниченности диполей под различными углами и т.д.). Соответственно и ответные сигналы атомов во время релаксации неодинаковые. Различают время так называемой продольной релаксации, или T1, и время поперечной релаксации, или T2. Время T1 зависит от размера молекул, в состав которых входят диполи водорода, от мобильности этих молекул и тканях и жидких средах. Время T2 в большей степени зависит от физических и химических свойств тканей. На основе времени релаксации (T1 и T2) получают T1- и T2-взвешенные изображения (ВИ). Принципиальным является то, что одни и те же ткани имеют различную контрастность на T1 и T2 ВИ. Например, жидкость имеет высокий МР-сигнал (белый цвет на томограммах) на T2 ВИ и низкий МР-сигнал (темно-серый, черный) на T1 ВИ. Жировая ткань (в клетчатке, жировой компонент губчатой кости) имеет высокой интенсивности МР-сигнал (белый) как на T1, так и на T2 ВИ. По изменению интенсивности МР-сигнала на T1 и T2 ВИ различными структурами можно судить об их качественном строении (кистозная жидкость).

В современной лучевой диагностике метод МРТ считается самым чувствительным при выявлении изменений в мягкотканых структурах. Этот метод позволяет получать изображения в любой плоскости без изменения положения тела пациента, безвреден для человека.

Однако существуют противопоказания к выполнению МРТ, связанные с повреждающим воздействием магнитного поля и радиоимпульсов на некоторые аппараты (сердечные водители ритма, слуховые аппараты). Не рекомендуется выполнять МРТ при наличии в организме пациента металлических имплантатов, клемм, инородных тел. Поскольку большинство МР-томографов представляют собой замкнутое пространство (туннель магнита), выполнение исследования у пациентов с клаустрофобией крайне затруднительно или невозможно. Другим недостатком МРТ является продолжительное время исследования (в зависимости от программного обеспечения томографа от 30 мин до 1 ч).

Поскольку оба сустава функционируют как единое целое, нужно обязательно проводить билатеральное исследование. Принципиальным является применение катушки (поверхностной) малого диаметра (8—10 см), что позволяет получить максимальное пространственное разрешение. При позиционировании катушки ее центр располагают на 1 — 1,5 см вентральнее наружного слухового прохода (рис. 3.33).

Методика МР-исследования.

Сканирование начинается при закрытом рте (в положении привычной окклюзии), а затем — при открытом до 3 см рте для определения максимальной физиологической смещаемого внутрисуставного диска и суставной головки. С целью удержания открытого рта в стабильном положении применяют фиксаторы из немагнитного материала.

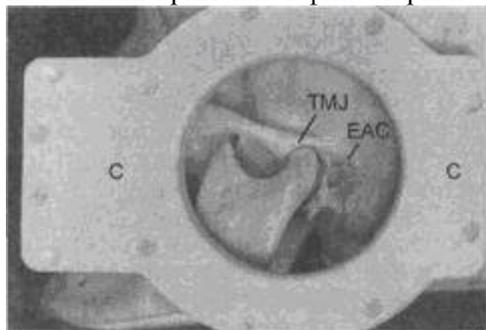


Рис. 3.33. Позиционирование катушки-детектора при МРТ. С — катушка; TMJ — ВНЧС; EAC — наружный слуховой проход.

Стандартный протокол МР-исследования включает выполнение парасагиттальных T1 и T2 ВИ, па-ракорональных T1 ВИ в положении окклюзии, парасагиттальных T1 ВИ при открытом рте и кинематику сустава (сканирование выполняют в несколько фаз при постепенном открывании рта от закрытого до максимально открытого положения). Парасагиттальные срезы планируются по плоскости, перпендикулярной длинной оси суставной головки. Зона исследования включает наружный слуховой проход, дно височной ямки, восходящую ветвь нижней челюсти. Эта проекция предпочтительна для исследования внутрисуставного диска и дифференцировки других внутрисуставных структур.

T1 ВИ позволяют четко дифференцировать форму, структуру, степень дегенерации диска, выявить изменения латеральной крыловидной мышцы (в том числе фиброз в верхнем брюшке),

оценить состояние биламинарной зоны и связок, а также костных структур. После получения T1 ВИ выполняют T2 ВИ, аналогичные по геометрии сканирования (направлению плоскости сканирования, толщине срезов и промежутков между ними, величине поля обзора). T2 В И позволяют четко выявлять даже минимальное количество жидкости в верхнем и нижнем отделах сустава, отек биламинарной зоны и периартикулярных мягких тканей.

Следующий этап исследования — получение парасагиттальных T1 взвешенных сканов при открытом рте. Эта последовательность помогает оценить подвижность внутрисуставного диска, смещаемость диска и суставной головки относительно друг друга. Оптимальная величина открывания рта 3 см, когда головка нормальной подвижности смещается под верхушку суставного бугорка. Паракорональные (фронтальные) срезы выполняются параллельно длинной оси суставных головок в положении окклюзии. Эти проекции предпочтительны для оценки бокового смещения диска, конфигурации и деформации суставной головки.

Парасагиттальные T2 ВИ имеют меньшее анатомо-топографическое разрешение по сравнению с T1 ВИ. Но T2 ВИ более чувствительны и предпочтительны для выявления внутрисуставной жидкости при различных патологических состояниях.

Если ВНЧС изменен вторично, а первичный процесс локализуется в окружающих тканях, выполняют T2-взвешенные томограммы в аксиальной проекции, а также T1-взвешенные томограммы в аксиальной и фронтальной проекциях до и после контрастного усиления (внутривенного введения контрастных препаратов, содержащих хила-ты гадолиния). Контрастное усиление целесообразно при поражении ВНЧС вследствие ревматоидных процессов.

Быстрые последовательности метода используют при исследовании кинематики сустава для оценки положения диска и суставной головки в 5 различных фазах открывания рта: от положения окклюзии (1-я фаза) до максимально открытого рта (5-я фаза).

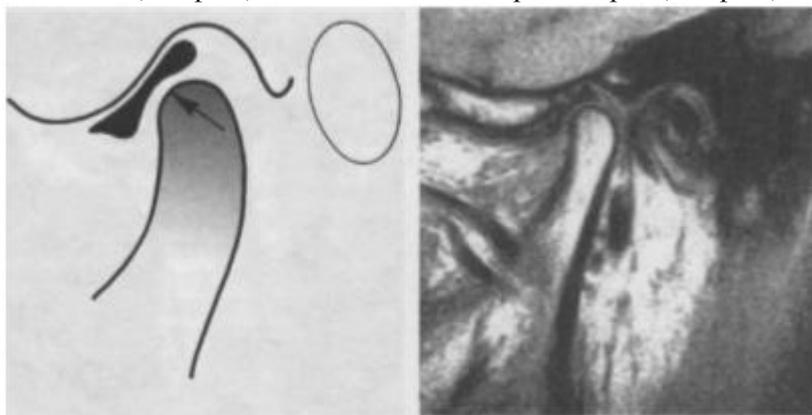


Рис. 3.34. T1 ВИ в косоагиттальной проекции. Нормальное взаиморасположение суставных структур при центральной окклюзии. На схеме стрелкой обозначены центральная зона диска и вектор жевательной нагрузки.

Статичные МР-томограммы позволяют оценить положение диска и головки только в двух позициях. Кинематика дает четкое представление о подвижности структур сустава в процессе постепенного открывания рта.

Нормальная МР-анатомия. Косо-сагиттальные сканы позволяют визуализировать суставную головку как выпуклую структуру. На T1 ВИ низкой интенсивности кортикальный слой костных элементов сустава, как и фиброзный хрящ суставных поверхностей, четко отличается от жиросодержащего трабекулярного компонента кости. Суставная головка и ямка имеют четкие округленные контуры. В положении центральной окклюзии (закрытый рот) суставная головка расположена в центре суставной ямки. При этом максимальная ширина суставной щели 3 мм, расстояние между поверхностью головки до передних и задних отделов суставной ямки одинаковое.

Внутрисуставной диск визуализируется как двояковогнутая структура низкой интенсивности и однородной структуры (рис. 3.34). Нерезкое повышение интенсивности сигнала задних отделов диска отмечается в 50 % неизмененных дисков и не должно рассматриваться как патология без соответствующих изменений формы и положения.

В положении окклюзии диск располагается между головкой и задним скатом суставного бугорка. В норме верхний полюс головки в положении окклюзии находится в позиции «12 часов» и переднезадние отклонения не должны превышать 10°.

Передние отделы биламинарной структуры прикрепляются к задней части диска и соединяют диск с задними отделами суставной капсулы.

Низкоинтенсивный сигнал диска и высокоинтенсивный сигнал биламинарной зоны на T1 В И позволяют четко дифференцировать контуры диска.

ВНЧС функционирует как комбинация двух суставов. Когда рот начинает открываться, суставная головка совершает вращательные движения в нижних отделах сустава.

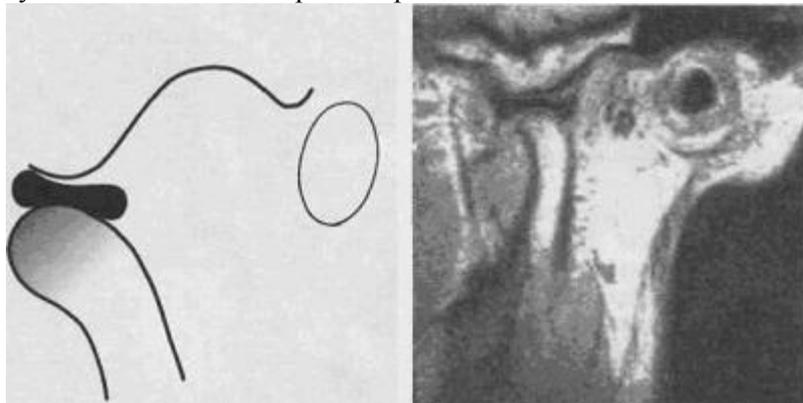


Рис. 3.35. T1 В И в кососагиттальной проекции. Нормальное взаиморасположение внутрисуставных структур при открытом рте. Суставной диск — под верхушкой суставного бугорка, центральная зона диска — между верхушками бугорка и головки.

При дальнейшем открывании рта продолжается смещение диска вперед за счет тяги латеральной крыловидной мышцы. Когда рот полностью открыт, головка достигает вершины суставного бугорка, диск полностью покрывает суставную головку, причем между головкой и вершиной суставного бугорка располагается промежуточная зона диска (рис. 3.35).

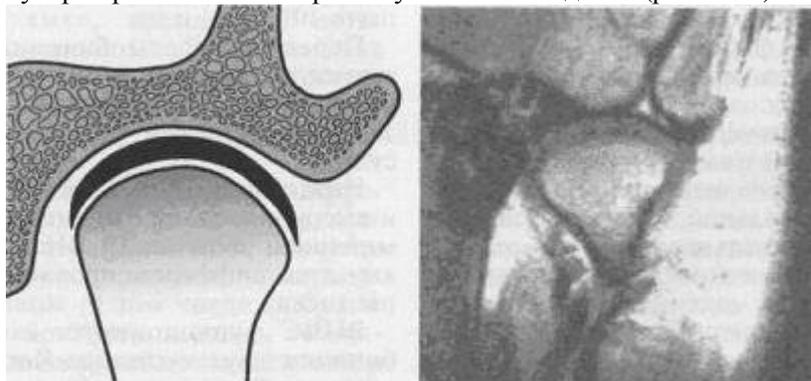


Рис. 3.36. T1 В И в косококорональной проекции. Нормальное взаиморасположение суставных структур при центральной окклюзии. Диск как шапочка покрывает суставную головку.

Косококорональная проекция позволяет выявить медиальное или латеральное смещение диска. Диск определяется как низкоинтенсивная структура, покрывающая суставную головку как шапочка (рис. 3.36). Эта проекция предпочтительна для выявления латерализации положения головки, а также для оценки состояния субхондральных отделов ее костной структуры, обнаружения внутрисуставных остеофитов.

Литература

1. Артюшкевич А.С. Воспалительные заболевания и травмы челюстно-лицевой области: дифференциальный диагноз, лечение: справочник. – Минск : Беларусь, 2001. – 254 с.
2. Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар-Медиа, 2010. – 224 с.
3. Васильев А.Ю., Воробьев Ю.И., Трутень В.П. и др. Лучевая диагностика в стоматологии. – М. : Медика, 2007. – 496 с.
4. Воробьев Ю.И., Котельников М.В. Рентгенография лицевого черепа в косых проекциях. – М. : Медицина, 1985. – 96 с.
5. Лучевая диагностика в стоматологии : национальное руководство по лучевой диагностике / под ред. С.К. Тернового, А.Ю. Васильева, Д.А. Лежнева. – М. : Гэотар!Медиа, 2010. – 288 с.
6. Рабухина Н.А., Голубева Т.И., Перфильев С.А.. Спиральная компьютерная томография при заболеваниях челюстно-лицевой области. – М. : Медпрессинформ, 2006.

7. Фридрих А. Паслер, Хайко Виссер. Рентгенодиагностика в практике стоматолога / пер. с немецкого ; под ред. Н.А. Рабухиной. – М. : Медпрессинформ, 2007.
8. Bergstrom K., Scotti G.. Scandinavian textbook of radiology. –Lund.: Sweden, 1996. – P. 167–262.
9. H. Ric Harnsberger et al. Diagnostic imaging. Head and neck //Amirsys, Canada, 2004. – 984 p.

Тема №2

Комплексное планирование ортопедического лечения с помощью CAD/CAM-технологий. Модели, полученные методом компьютерного прототипирования (стереолитография). Лазерная доплерография.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Комплексное планирование ортопедического лечения с помощью CAD/CAM-технологий.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким , Смоленск 2006г.
2. Стереолитография (МСКТ)	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.
3. Лазерная доплерография.	Лучевая диагностика в стоматологии : национальное руководство по лучевой диагностике / под ред. С.К. Тернового, А.Ю. Васильева, Д.А. Лежнева. – М. : Гэотар Медиа, 2010. –288 с.

2. Студент должен знать:

1.Современные методы лечения патологии твердых тканей зубов с использованием CAD-CAM технологий	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2. Стереолитография.	
3. Показания к лазерной доплерографии.	

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2.Провести осмотр полости рта.	
3.Определить локализацию и	
3.Определить микроциркуляцию в тканях пародонта методом лазерной доплерографии..	
5.Использовать CAD-CAM технологий в лечении дефектов зубных рядов. .	

4. Вопросы для контроля знаний.

1. Материалы для изготовления зубных протезов по CAD/CAM-технологии.
2. Опишите CAD/CAM-реставрации при протезировании на имплантатах.
3. Опишите методику фрезирования.
4. Стереолитография.

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

Перспективность CAD/CAM-технологии в стоматологии заключается в том, что она позволяет изготовить конструкции зубных протезов в одно посещение, практически на глазах у пациента и при этом обойтись без зубного техника. Главное преимущество данной методики заключено в способе обработки материала для реставрации - так называемая холодная обработка. Холодная обработка (фрезерование) является более щадящей и позволяет сохранить заданные свойства материала неизменными.

В настоящее время техника моделирования и изготовления прецизионных деталей различного назначения с помощью CAD/CAM-технологий нашла широкое применение во всём мире, в том числе в стоматологии.

Аббревиатура **CAD** означает компьютерное моделирование, **CAM** - компьютерное изготовление протезов.

В 1970 году зародилась идея автоматизированного изготовления стоматологических реставраций. На её воплощение ушло более 10 лет, и в 1983 году в Париже на Международном конгрессе стоматологов впервые была демонстративно изготовлена реставрация при помощи CAD/CAM-системы. Пациенткой была мадам Duret, жена Francis Duret - разработчика фантастической по тем временам идеи применения компьютерного моделирования для изготовления конструкций в стоматологии. Идея была осуществлена совместно с фирмой «Henson International». Так появилась система «Duret» для компьютерного моделирования и изготовления реставраций.

Почти параллельно с этим разрабатывалась швейцарская система «Cегес». Разработчиками являются «Verner Moergmann» и «Marco Brandestini».

Система «Duret» существует и сейчас, однако, к сожалению, ей не нашлось достойного места на стоматологическом рынке.

Так было положено начало эре CAD/CAM-технологий в стоматологии. В настоящее время каждый год заявляют о себе уже не одна, а несколько новых систем.

Некоторое время два направления, символизирующие инновационное развитие стоматологии, существовали параллельно, однако было очевидно, что рано или поздно, они пересекутся. Изготовление супраконструкций на имплантатах методом компьютерного фрезерования уже широко практикуется в клинике ортопедической стоматологии. Одиночные коронки и мостовидные протезы различной протяжённости производятся практически всеми CAD/ CAM-системами.

Ниже перечислены этапы работы CAD/CAM-систем, которые необходимо использовать для изготовления зубных протезов с помощью данной технологии.

- Получение информации об объекте. Это можно сделать с помощью внутриротовой камеры, стационарного сканера или контактного профилометра.
- Обработка полученной информации компьютерной программой и перевод данных в систему координат.
- Виртуальное моделирование реставраций в компьютере с помощью виртуального каталога и специального программного обеспечения.
- Изготовление виртуально смоделированных реставраций с помощью фрезерного станка.

ПОЛУЧЕНИЕ ОПТИЧЕСКОГО ОТТИСКА

Для получения оптического оттиска с препарированного зуба или модели применяют внутриротовые камеры или стационарные сканеры. Внутриротовая камера предназначена для получения информации непосредственно из полости рта, и её применение позволяет исключить этапы снятия оттиска и отливки модели. Благодаря этому осуществляется принцип изготовления реставраций в одно

посещение в присутствии пациента. При применении стационарного сканера это преимущество теряется, однако появляется возможность существования централизованной лаборатории для изготовления CAD/CAM-реставраций.

У современных камер и сканеров точность считывания информации достигает 25 мкм. По данным литературы, краевой зазор менее 100 мкм является приемлемым. Сканирование осуществляется при помощи лазерного излучения или поляризованного света. Преимущество современной коллинеарной технологии сканирования

заключается в том, что падающий и отражённый лучи распространяются вдоль одной оси. Это исключает образование мёртвых зон, т.е. затемнённых участков, однако затрудняет считывание информации с дивергирующих стенок из-за большого расстояния между сканируемыми точками. В российской системе «OpticDent» лучи расходятся под углом 90°, угол дивергенции 8-9° при вертикальном положении.

При увеличении глубины сканирования происходит рассеивание луча, что ухудшает точность изображения. В современных оптических системах, применяемых в стоматологии, глубина сканирования достигает 1 см. При этом камера должна быть максимально приближена к зубу. Чтобы повысить качество оптического оттиска, лучше выполнять снимки в нескольких проекциях. С этой точки зрения удобнее использовать стационарный сканер.

При сканировании рабочей поверхности модели площадь рабочей поверхности сканирующей головки должна быть больше площади проекции исследуемого объекта. Это достаточно легко определить с помощью дифракционной решётки, вмонтированной в камеру. Она проецирует на зуб несколько параллельных полос. Реставрация моделируется как совокупность поперечных сечений для ряда продольных координат.

При получении оптического оттиска в полости рта существуют определённые клинические особенности, которые следует учитывать при работе с внутривидовой камерой. Прежде всего они связаны с дрожанием руки в процессе получения оттиска (снимка) и сложностью правильного позиционирования камеры по отношению к объекту.

В этой связи большое значение имеет освещение объекта. Оно не зависит от проекции полос, так как при дрожании руки полосы могут размываться. Кроме того, важен вид освещения: постоянное или импульсное. Импульсное освещение позволяет нивелировать отрицательные эффекты дрожания руки в большей степени, чем постоянное освещение. Для получения качественного оптического оттиска желательно также максимально сократить время съёмки.

Важнейшим условием получения качественного оптического оттиска является правильное ОП с учётом оптических возможностей камеры или сканера. Перед снятием оптического оттиска, для снижения бликования, поверхность объекта съёмки покрывают водным раствором полисорбата для равномерной адгезии последующего

антибликового слоя, а затем покрывают антибликовым слоем из порошка TiO_2 и снимают оптический оттиск. После оценки качества полученного оптического оттиска всю информацию о геометрических размерах объекта переводят в систему координат и обрабатывают с помощью компьютерной программы.

Следующий этап изготовления CAD/CAM-реставраций - моделирование анатомической формы зуба. Для этого можно использовать базу данных компьютерной программы, содержащую стандартные формы зубов, или каталог зубов, созданный индивидуально. Врач может создать и личный каталог зубов.

Оптимальным вариантом моделирования анатомической формы зуба является использование в качестве шаблона модели исходной ситуации до разрушения или препарирования либо симметрично расположенного зуба с задействованием функции зеркального отражения. В различных CAD/CAM-системах индивидуализация формы зуба происходит по-разному. В современных системах существует функция автоматической подгонки края реставрации к линии препарирования зуба. Подгонка может осуществляться и вручную. Регулировке поддаётся также плотность проксимальных и окклюзионных контактов.

При этом в базу данных заложены параметры толщины реставрации в зависимости от материала изготовления. В случае моделирования каркасов коронок, вместо анатомической формы зуба задают толщину реставрации соответственно выбранному для её изготовления материалу. При моделировании при помощи программного обеспечения каркасов мостовидных протезов задают форму и пространственное положение промежуточной части.

Фрезерование. Для фрезерования конструкции зубного протеза в станке зажимают стандартный блок

материала, подобранный в зависимости от размера и длины конструкции. Затем приступают к калибровке. Материал обрабатывается алмазными или твердосплавными фрезами. На старых аппаратах использовалось два диска, затем диск и фреза, а в настоящее время на новых аппаратах используются 2 фрезы. Минимальный диаметр фрезы 1 мм. Это значит, что толщина сканируемого зуба должна быть не менее 1,2 мм. Например, в системе «Хинтелл» (Германия) использовано 12 фрез, из которых компьютер сам выбирает 2 фрезы нужного для конкретной ситуации диаметра.

Фрезерование металла проводится твердосплавными фрезами, а остальных материалов - алмазными.

Качество фрезерования зависит, в том числе, от количества осей вращения в станке. В современных системах их насчитывается 4-5. Использование водяного охлаждения или масляной смазки в процессе вытачивания реставрации позволяет одновременно осаждать взвесь частиц материала в воздухе, охлаждать реставрацию и смазывать рабочую поверхность.

Лазерное спекание. В настоящее время используют принцип лазерного спекания порошка металла. Этот способ применяют при обработке хром-кобальтового сплава, так как его фрезерование связано с большим расходом фрез и времени. Механизм спекания подразумевает нанесение порошка металла на округлую пластинку. Виртуальная модель конструкции зубного протеза условно делится на 50 пластов, и соответственно каждому слою идет спекание металлического порошка по принципу «здесь спекаем - здесь не спекаем», до полного спекания зубного протеза. По такому же принципу можно изготовить не только коронки и мостовидные протезы, но и бюгельные протезы.

Материалы:

- диоксид циркония (Y-TZP ZrO₂ HIP), Ti, Cu;
- оксид циркония (полностью спеченный и полуспеченный);
- стеклокерамика (усадка после повторного обжига достигает 25%);
- керамика;
- композиты (для временных коронок);
- хромкобальтовый сплав, куда входят добавки марганца, вольфрама, молибдена, железа, кадмия;
- сплавы титана;
- титан и др.

Таким образом, принципиальное различие материалов для изготовления зубных протезов по CAD/CAM-технологии заключается не только в химическом составе заготовок, но и в фазовом состоянии используемого материала.

CAD/CAM-реставрации при протезировании на имплантатах. История современной дентальной имплантации насчитывает уже более 50 лет. Все началось, когда Ингвар Бранемарк в процессе изучения микроциркуляции в костной ткани при помощи титановой обзорной камеры, внедренной в витальную кость, обнаружил необычное сращение металла с костной тканью и сформулировал понятие остеоинтеграции. В дальнейшем он выработал основные принципы дентальной имплантации.

Первым этапом всегда является получение информации об объекте. Информация может быть получена как оптическим, так и тактильным методом, как, например, в системе «Prosega». При наличии в системе внутриротовой камеры, как в системах «Ceres» и «Duret», эта информация может быть получена прямо из полости рта как с естественных, так и с искусственных опор. Процедура идентична изготовлению обычных восстановительных коронок на естественные зубы. Установленный в полости рта абатмент и окружающие его ткани покрывают антибликовым порошком, после чего получают оптический оттиск. Если используют имплантат с отдельной супраструктурой, то отверстие для винта в абатменте предварительно герметизируют. Второй снимок делают с целью регистрации окклюзионных контактов, после чего производят виртуальную моделировку реставрации, которая затем изготавливается в шлифовальном блоке.

Этот способ позволяет изготовить бескаркасную керамическую реставрацию в одно посещение.

Другим вариантом изготовления ортопедической конструкции является не прямое сканирование при помощи стационарного сканера. После этого изготавливают модель с имплант-аналогами и подбирают абатменты. Готовую модель сканируют и приступают к изготовлению реставрации.

При использовании таких лабораторных систем, как «Everest», «Ceres inLab» и других, допускается изготовление каркасной керамики, в том числе мостовидных протезов.

Третий вариант производства реставраций представляет собой САМ-изготовление конструкций. Этап виртуальной моделировки в этом случае отсутствует, зато производится двойное сканирование. Вначале сканируют модель с абатментом, затем - восковую или пластмассовую реплику конструкции, выполненную по традиционной технологии в зуботехнической лаборатории. Далее

реставрацию изготавливают в шлифовальном блоке.

Ещё несколько лет назад при оценке эффективности имплантации эстетические параметры вообще не принимались во внимание. Имели значение только степень остеоинтеграции и функциональность конструкций, изготовленных с опорой на имплантаты. Однако в связи с ростом требований к эстетике всё чаще стали использовать индивидуальные абатменты, позволяющие учитывать особенности слизистой оболочки десны, направление оси имплантата, прикуса. С их помощью изготавливалось и изготавливается большое количество высокоэстетичных конструкций. Однако существуют традиционные для методики литья недостатки: возможность недоливов, образование внутренних пор, отсутствие гарантии качества металла. С точки зрения сохранности мягких тканей, окружающих имплантат, возможности удаления остатков цемента и из гигиенических соображений плечо абатмента не должно располагаться ниже уровня маргинальной десны. Однако, если речь идёт об имплантации в области фронтальных зубов, уровень плеча диктуют эстетические соображения. При прозрачной истончённой слизистой оболочке край металлического абатмента может создавать серую тень в пришеечной области. Кроме того, при изготовлении безметалловых конструкций, покрывающих имплантаты, логичнее использовать безметалловые абатменты, так как одним из условий обеспечения эстетики реставраций с опорой на имплантаты является гармоничное сочетание механических, биологических и эстетических свойств конструкционных материалов.

В настоящее время производители систем имплантации предлагают абатменты из оксида циркония в виде стандартной заготовки в комплекте с крепёжным винтом. Абатменты корректирует техник. Возможна разметка абатмента и его шлифовка алмазными или карборундовыми инструментами. С расширением функций программного обеспечения CAD/CAM-систем становится возможным изготавливать с их помощью не только супраконструкции на имплантатах, но и сами абатменты. Преимущество методики заключается в возможности виртуальной моделировки формы абатмента с учётом особенностей рельефа слизистой оболочки и других эстетических и функциональных требований.

В настоящее время наблюдается тенденция к объединению усилий производителей имплантационных и CAD/CAM-систем. Примером является сотрудничество фирм Straumann и Sirona, которое вылилось в совместный проект «CARES» (Computer Aided Restoration Service), и фирм Astra-Tech и Atlantis, также заявляющих о совместном изготовлении абатментов не только из оксида циркония, но и из титана, как в системе «Procera» и других.

Условно существуют две методики автоматизированного изготовления абатментов из оксида циркония: CAD/CAM-изготовление, включающее виртуальное моделирование конструкции, и CAM-изготовление, копирующее восковую или пластмассовую заготовку, выполненную техником.

На примере системы «CARES» рассмотрим первый вариант.

Необходимые средства: система «Sirona inLab», стационарный сканнер «inEos», специальные заготовки абатментов для сканирования, по диаметру соответствующие имплантату. Оптимальным считается вариант использования временного абатмента с временной реставрацией для предварительного формирования мягких тканей.

После получения оттиска и получения мастер-модели изготавливают ещё одну модель из скан-гипса с установленным скан-абатментом. Проводят сканирование абатмента, что называется, *in situ*, либо в «inEos», либо при помощи лазерного сканнера системы «inLab». Возможно также сканирование в полости рта внутривидеовой SD-камерой. Затем процедура напоминает моделировку мостовидного протеза. Очерчивают периметр абатмента и проводят дальнейшее моделирование. Для этого необходима программа моделировки абатментов.

Оптимальным вариантом является использование в процессе моделировки силиконового индекса или временной конструкции.

Необходимо следить, чтобы толщина покрывающей имплантат реставрации была равномерной.

На примере системы «Procera» можно продемонстрировать CAD-изготовление абатментов. Первая часть процедуры похожа на изготовление индивидуально отливаемых абатментов. Имеются заготовки абатментов, соответствующие имплантатам, которые индивидуализируются в зуботехнической лаборатории. После этого производится их сканирование. В системе «Procera» сканер тактильный. После преобразования полученной информации и воспроизведения индивидуальной модели абатмента на экране он устанавливается в виртуальный цилиндр для соотнесения с блоком, из которого будет шлифоваться готовый абатмент.

Материалом, способным заменить титан для изготовления абатментов, является оксид циркония, стабилизированный оксидом иттрия. Особые свойства этого материала заключаются в способности блокировать трещины, появляющиеся при нагрузке. Это возможно благодаря способности

оксида циркония находится одновременно в четырёх фазовых состояниях, разных по объёму. Находящийся в менее объёмной тетрагональной фазе оксид циркония при нагрузке на конце трещины переходит в более объёмную моноклиналиную фазу. Этот фазовый переход создаёт эффект сжатия, что предотвращает распространение трещины. Тетрагональная фаза диоксида циркония поддерживается оксидом иттрия (один из элементов группы лантаноидов). Свойства иттрий-стабилизированного оксида циркония характеризуются уникальным сочетанием низкого модуля упругости, низкой истираемости, высокой прочности на изгиб (по разным данным от 900 до 1200 МПа). Разница в абсолютных цифрах зависит от способа производства, уровня проведённых исследований и, зачастую, от честности производителя. В связи с этим материал рекомендован для изготовления конструкций, требующих повышенной прочности: каркасов мостовидных протезов большой протяжённости, замковых конструкций, абатментов. Кроме того, в ряде исследований доказано, что адгезия микроорганизмов к оксиду циркония слабая, особенно в области шейки зуба.

Блоки для фрезерования в CAD/CAM- и CAM-системах изготавливаются методами СІР (cold isostatic pressed) и НІР (hot isostatic pressed), т.е. холодного и горячего прессования под давлением. При этом частицы циркония находятся в виде взвеси в жидкости, что обеспечивает равномерное распределение давления. Качество сертифицированных блоков соответствует высочайшим стандартам, а метод холодного фрезерования предполагает максимальное сохранение исходных свойств материала.

Для использования в CAD/CAM-системах представлены предварительно полностью спечённые блоки иттрий-стабилизированного оксида циркония. Прочность полностью спечённых по НІР-технологии блоков выше, и именно они рекомендованы в качестве достойной альтернативы титану для повышения эстетичности конструкций на имплантатах в области фронтальных зубов.

Все возможности различных CAD/CAM-систем постоянно меняются и совершенствуются, расширяются показания к их применению, меняются конструкционные материалы, методики изготовления конструкций протезов. Именно поэтому каждому врачу-стоматологу, занимающемуся изготовлением зубных протезов с использованием CAD/CAM-систем, необходимо постоянно совершенствовать свои знания и навыки в этой области.

Метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) основан на принципе доплеровской низкочастотной спектроскопии с помощью лазерного луча малой мощности. Спектроскопия получается в результате излучения гелий-неонового лазера малой мощности и длиной волны 632,8 нм, который хорошо проникает в поверхностные слои мягких тканей. Ткани организма в оптическом плане могут быть охарактеризованы как мутные среды. Отражение лазерного излучения от движущихся в микрососудах эритроцитов приводит к изменению частоты сигнала (эффект Допплера), что позволяет определить интенсивность микроциркуляции в исследуемом участке тела. Обратное рассеяние монохроматического зондирующего сигнала формируется в результате многократного рассеяния на поверхности эритроцитов. Поэтому спектр отраженного сигнала после многократного детектирования, фильтрации и преобразования дает интегральную характеристику капиллярного кровотока в заданной единице объема тканей, которая складывается из средней скорости движения эритроцитов, показателя капиллярного гематокрита и числа функционирующих капилляров.

Для записи и обработки параметров микроциркуляции крови используется лазерный анализатор скорости поверхностного капиллярного кровотока «ЛАКК-01» (НПП «ЛАЗМА», Россия) (рис. 21), оснащенный гелий-неоновым лазером (ЛГН-207 Б) с мощностью лазерного излучения на выходе световодного кабеля не менее 0,3 мВт. Аппарат ЛАКК-01 обеспечивает определение показателя капиллярного кровотока в диапазоне скоростей от 0,03 до 6 мм/с. ЛДФ — сигнал регистрирует интегральную характеристику поверхностного кровотока (параметр микроциркуляции), который равен произведению концентрации эритроцитов (N_3) в измеряемом объеме ткани 1-1,5 мм³ на величину средней скорости их движения (V_{Cp}):

$$PM = M \times U \times r \quad (6)$$

Лазерное излучение к поверхности исследуемого объекта подводится с помощью двухканального световодного кабеля

(зонда) (рис. 22), диаметр поперечного сечения которого 3 мм, торцы световодов в дистальном конце зонда располагаются в вершинах равностороннего треугольника.

Анализатор имеет интерфейсный блок, позволяющий подключить прибор к компьютеру типа IBM любой конфигурации.

При проведении исследований вычисляются следующие статистические характеристики показателя микроциркуляции (ПМ): среднее арифметическое значение — М, среднее квадратическое отклонение среднего арифметического — СКО (о), коэффициент вариаций — К_v.

Фрагментарный характер колебаний на определенной частоте в реальной доплерограмме, когда наблюдается случайное

чередование колебаний различной частоты, а также ограничение времени регистрации поступающего сигнала определили

необходимость использования цифрового метода фильтрации для анализа доплерограмм. Поэтому для получения более

полной диагностической информации применяется амплитудно-частотный анализ гармонических ритмов исходной доплерограммы при спектральном разложении на гармонические составляющие физиологических колебаний тканевого кровотока (рис. 23, 24).

Лазерный анализатор кровотока ЛАКК-01 позволяет получить следующий перечень расчетных параметров:

Режим «ЛДФ-грамма»:

М — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции;

о — среднее квадратичное отклонение амплитуды колебаний

кровотока от среднего арифметического значения М;

КУ — коэффициент вариации = $o/M \times 100 \%$.

Режим амплитудно-частотного спектра «АЧС»:

а — диапазон частот 2 -3 колеб/мин;

IP — диапазон частот 4 - 12 колеб/мин;

HP1 — диапазон частот 13-30 колеб/мин;

HT2 — диапазон частот 31-49 колеб/мин;

CP[^] — диапазон частот 50-99 колеб/мин;

CP2 — диапазон частот 100-180 колеб/мин;

Г[^]пах — частота, которой соответствуют максимальные амплитуды колебаний в указанных диапазонах частот.

Режим «Функциональная проба»:

Окклюзионная проба

М_{сх} — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени T₂ - T_j ;

М_{мин} — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени T₄ - T₃ ;

П_{макс} — максимальное значение при гиперемии;

М_{вос} — среднее арифметическое значение в интервале

t₉ - t₈ > T₃ " T₂ > T₄ - T_{н1} . T₅ - T_{н1} . T₆ - T₄ , T₇ - T₆ — интервалы времени;

ДМ - М_{сх} - М_{мин} (7);

РКК — резерв кровотока = $(Пф макс / Мсх) \times 100 \%$ (8);

T_н — метка, которая ставится пользователем при проведении пробы, соответствует моменту времени прекращения окклюзии.

Проба с нагреванием

М_{сх} — среднее арифметическое значение в интервале t₂ - T_i ;

М_{увел} — среднее арифметическое значение в интервале t₅-t₃ ;

П_{макс} — максимальное значение перфузии;

М_{вос} — среднее арифметическое значение в интервале t₇-t₆ ;

РКК — резерв кровотока = $(Пф макс / Мсх) \times 100 \%$.

Проба с охлаждением

П_{мин} — наименьшее значение перфузии при пробе;

М_{уменьш.} — среднее арифметическое значение в интервале t₅-t₃ ;

РКК — резерв кровотока = $(Пф мин / Мсх) \times 100 \%$.

Аналогично вышеуказанной методике проводятся расчеты и всех остальных параметров, Лазерный анализатор кровотока ЛАКК-01 рекомендован Минздравом РФ для применения в практическом здравоохранении (Протокол № 1 от 13.01.93 Комиссии по клинико-диагностическим приборам).

Перед началом исследования пациенту необходимо объяснить суть и безвредность для здоровья проводимых манипуляций. Измерения проводят у пациентов в положении сидя (угол наклона спины 95-100 °), голова фиксирована на подголовнике при горизонтальном расположении трагоорбитальной линии, руки расположены на подлокотниках, т. е. необходимо создать максимально удобное для пациента положение. Во время проведения

исследования температура в помещении должно быть в пределах от 18 до 22 °. Продолжительность каждого измерения

составляет 30 с или 1 мин, в зависимости от заданной программы для аппарата.

Для характеристики гемодинамических процессов определяют соотношение сопротивления на путях притока и оттока крови.

По результатам анализа ритмических составляющих колебаний кровотока внутрисосудистое сопротивление (R) характеризуется соотношением:

$$R = A_{CP} / M \times 100\% \quad (9),$$

где A C P — амплитуда кардиоритма (пульсовых колебаний), M — среднее значение параметра микроциркуляции за время

измерения.

Соотношение пассивных и активных процессов в системе микроциркуляции обозначают как индекс, характеризующий эффективность микроциркуляции (ИЭМ), который определяют из соотношения ритмов колебаний тканевого кровотока:

$$\text{ИЭМ} = ALF / ACF + ANF \quad (10),$$

где A_{Lp} — амплитуда вазомоторных колебаний, AQP — амплитуда пульсовых колебаний, Acp — амплитуда высокочастотных

колебаний.

Проводится нормирование показателя амплитуды соответствующих ритмов к величине максимального разброса среднего

значения параметра микроциркуляции за время измерения (Zo):

$$AF / Zo \times 100\% \quad (11).$$

Состояние активных и пассивных механизмов микроциркуляции характеризуется по нормированным показателям ритмических составляющих флуксуций. Расчет по формуле (11) для вазомоторных колебаний в большей мере характеризует состояние активного механизма вазомоций и их вклад в продвижение крови по микрососудам; для высокочастотных (дыхательных) колебаний — пассивную активацию микроциркуляции за счет усиления перепадов давления в венозном русле в результате дыхательных экскурсий; для пульсовых колебаний — вклад сердечных

сокращений в микроциркуляторную гемодинамику. В норме у пациентов без сопутствующей общесоматической

патологии на слизистой оболочке полости рта в области прикрепленной десны опорных зубов и на слизистой протезного ложа индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ) по инфракрасному каналу равен $1,68 \pm 0,4$ п. е., а по красному каналу — $1,77 \pm 0,36$ п. е. (Суражев Б. Ю., 1996). При пародонтите средней и тяжелой степени тяжести эти показатели падают до 0,7 п. е. По инфракрасному каналу амплитуда вазомоторных колебаний (ALp) на слизистой полости рта в норме 2 п. е., амплитуда пульсовых колебаний (ACF) » 0,3 п. е., амплитуда высокочастотных колебаний (ANF) = 0,5 п. е., а для красного канала ALF > 0,7 п. е., ACF - 0,2 п. е., (ANF) - 0,3 п. е.

Литература.

1. Артюшенко Н. К., Козлов В. А., Шалак Щ. В., Гирина М. Б. Ультразвуковая доплерография в выборе оперативного метода лечения хронических одонтогенных очагов инфекции // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург, 2001. — С. 64-69.
2. Козлов В. А., Артюшенко Н. К., Шалак О. В., Гирина М. Б., Гирин И. И., Морозова Е. А. Ультразвуковая доплерография сосудов макро- и микроциркуляторного русла тканей полости рта, лица и шеи (учебно-методическое пособие). — Санкт-Петербург, 1999. — С. 21.
3. Королькова Т. Н., Данилова Е. Н., Шишанова Н. Д. и др. Возможности использования ультразвуковой доплерографии в косметологии // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург, 2001. — С. 73-74.

4. Кунцевич Г. И. Ультразвуковая доплерография сосудов дуги аорты и их ветвей. Методические рекомендации. — М., 1996. — С. 20.
5. Лебеденко И. Ю., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Возможности исследования микроциркуляции слизистой щеки в динамике с помощью ультразвукового метода // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург. 2001. — С. 54.
6. Митькова В. В. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике.— М., 1997, Т. 4.

Тема №3

Модели, полученные методом компьютерного прототипирования (стереолитография).

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Комплексное планирование ортопедического лечения с помощью CAD/CAM-технологий.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким , Смоленск 2006г.
2. Стереолитография (МСКТ)	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.
3. Лазерная доплерография.	Лучевая диагностика в стоматологии : национальное руководство по лучевой диагностике / под ред. С.К. Тернового, А.Ю. Васильева, Д.А. Лежнева. – М. : Гэотар Медиа, 2010. –288 с.

2. Студент должен знать:

1.Современные методы лечения патологии твердых тканей зубов с использованием CAD-CAM технологий	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2. Стереолитография.	
3. Показания к лазерной доплерографии.	

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2.Провести осмотр полости рта.	
3.Определить локализацию и	
3.Определить микроциркуляцию в тканях пародонта методом лазерной доплерографии..	
5.Использовать CAD-CAM технологий в лечении дефектов зубных рядов. .	

4. Вопросы для контроля знаний.

5. Материалы для изготовления зубных протезов по CAD/CAM-технологии.
6. Опишите CAD/CAM-реставрации при протезировании на имплантатах.
7. Опишите методику фрезирования.
8. Стереолитография.

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование,
---------------	---------------

	учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. <i>Самостоятельная работа студентов:</i> обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

В начале 90-х годов прошлого века в США были разработаны первые RP-системы (RP – rapid prototyping, быстрое прототипирование). Назначение этих установок, как следует из названия – быстрое изготовление прототипов. В отличие от традиционных технологий, таких как механообработка или литьё, все RP-системы представляют собой установки для послойного синтеза моделей (выращивания). Исходным материалом для работы любой RP системы является трёхмерная твердотельная компьютерная модель изделия, созданная в любой программе 3D САПР. Она сохраняется в формате файла STL, затем в программном обеспечении RP-машины она разбивается на плоские слои с одинаковой толщиной. Работы ведутся в автоматизированном режиме без влияния человеческого фактора. Установка быстрого прототипирования строит из модельного материала эти слои последовательно, один за другим, до получения завершённой трёхмерной модели. Таким образом, время изготовления модели не зависит от сложности геометрии, а определяется только размерами прототипа. Это является одним из серьёзных преимуществ систем быстрого прототипирования по сравнению с традиционными технологиями, такими например как механообработка или литьё.

Так же необходимо отметить, что для изготовления модели средствами RP не требуется дорогостоящая оснастка, как для литья, или построение программ для станков с ЧПУ в системах САМ как происходит при механообработке. Прототипы позволяют выполнять такие тесты, которые на готовом изделии и не проведешь. Например, компания Porsche в процессе разработки трансмиссии автомобиля использовала прозрачную пластиковую модель для изучения особенностей циркуляции масла. Эти преимущества особенно важны при изготовлении прототипов, когда изготавливаются единичные изделия, а не большая серия.

Использование рассматриваемой технологии не ограничивается только этапом получением прототипа будущего изделия. Следующая стадия – это быстрое производство. Уже сегодня RP-технологии позволяют изготавливать законченные изделия из различных материалов. Такая возможность является идеальным решением для малосерийного производства, поскольку применяемый техпроцесс позволяет сделать что угодно (в разумных пределах, конечно) за относительно небольшое время. С помощью технологий быстрого прототипирования можно изготавливать формы для промышленного литья. Для обладателей форм дальнейший производственный процесс не вызывает никаких трудностей. Правда, цены и доступность (равно как и выбор материалов) такого оборудования пока оставляют желать лучшего.

Что же представляют собой системы быстрого прототипирования сегодня?

1. Принцип работы систем быстрого прототипирования

Rapid Prototyping – это активно развивающаяся в проектной и производственной индустрии новая технология. Она обеспечивает возможность получения физических моделей и деталей без их инструментального изготовления, путём преобразования данных, поступающих из CAD-систем в RP-систему.

Инженер, после завершения работы на CAD-станции над идеей или проектом, может дать команду «печать» и после нескольких часов или дней (в зависимости от размера объекта) получить физическую модель спроектированного в цифровом виде изделия.

В настоящее время на рынке представлен ряд RP-систем, производящих модели с помощью различных технологий и из всевозможных материалов. Все имеющиеся системы для быстрого прототипирования работают по схожему - послойному принципу построения физической модели, который заключается в реализации трех этапов:

- считывание трёхмерной геометрической информации из CAD-систем в формате STL. Все CAD-системы твёрдотельного моделирования способны транслировать файлы в формате STL;
- разбиение трёхмерной цифровой модели на поперечные сечения (слои) с помощью специальной программы, поставляемой с оборудованием;
- построение сечений детали слой за слоем снизу вверх до тех пор, пока не будет получен физический прототип цифровой модели.

Слои, располагающиеся снизу вверх, один над другим, физически связываются между собой. Построение прототипа продолжается до тех пор, пока поступают данные о сечениях CAD-модели.

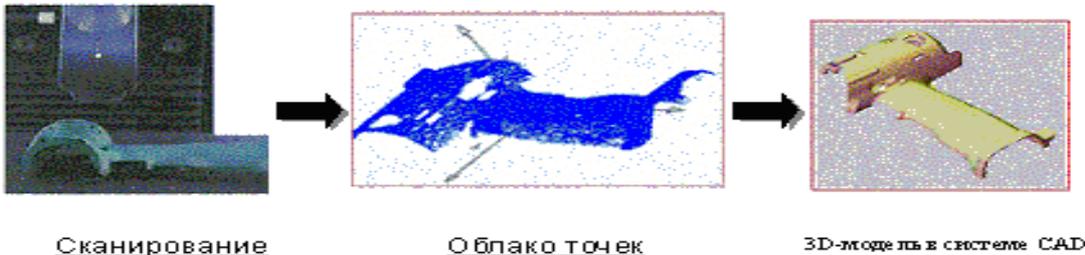


Рис. 1 Процесс получения CAD-модели по имеющемуся образцу

2. Существующие технологии быстрого прототипирования

По принципу работы все системы быстрого прототипирования можно разделить на два больших класса: собственно RP-системы и 3D-принтеры.

2.1 RP-системы

Стереолитография

Исторически первой появилась стереолитография (Stereo Lithography или SLA). Ее изобрел и запатентовал Чарльз Халл в далеком 1986 году. Позже он основал компанию 3D Systems по производству соответствующего оборудования. Впоследствии к ней присоединилась немецкая EOS GmbH, японские Sony-DMEC и Mitsui Engineering и другие.

Суть технологии заключается в следующем: в рабочем пространстве RP-системы находится фотополимер в жидком состоянии, который при облучении ультрафиолетом застывает в достаточно твердый пластик. Аналогичным образом «устроены» светотвердеющие зубные пломбы. Фотополимер засвечивается либо ультрафиолетовым лазером, либо обычной ультрафиолетовой лампой. Луч лазера фактически поточечно обрабатывает поверхность, формируя отдельные маленькие твердые участки, из которых образуется сечение модели. Затем рабочий стол опускается вместе с полученной частью модели и строится следующий уровень. Так, послойно, и изготавливается физическая модель. Готовый «отпечаток» с точностью до десятых долей миллиметра соответствует цифровой модели, хорошо воспроизводит мелкие детали прототипа и обеспечивает достаточно ровную поверхность изделия. Именно эта технология наиболее широко распространена в настоящее время. Однако стереолитографические установки дороги (цена измеряется в сотнях тыс. долл.), да и набор обрабатываемых материалов ограничен фотополимерами.

Масочная стереолитография

Более скоростной вариант этой технологии был разработан компанией Cubital Inc. Называется она «масочная стереолитография» (Solid Ground Curing или SGC). В качестве рабочего материала используется все тот же фотополимер, только засвечивается сразу вся его поверхность с помощью ультрафиолетовой лампы через фотошаблон. Фотошаблон для каждого слоя печатается на стекле. Для этого используется технология, напоминающая лазерную печать. Очевидно, что такой способ дает значительный прирост производительности за счет одновременного засвечивания всего слоя полимера вместо поточечного сканирования.

Селективное лазерное спекание

Альтернативным методом стереолитографии является селективное (выборочное) лазерное спекание (Selective Laser Sintering или SLS).



Рис. 2 Прототип полученный при лазерном спекании

Этот технологический процесс был разработан в 80-х годах прошлого века в Техасском университете в Остине и запатентован в 1989 году выпускником университета Карлом Декардом. На поток дело поставила компания DTM Corp.

Селективное лазерное спекание начинается тогда, когда очень тонкий слой легкоплавкого порошка укладывается в рабочую камеру цилиндрической формы. Для спекания порошка, разложенного внутри границы контура рабочей камеры, используют лазер. Лазер повышает температуру порошка до точки плавления, происходит частичное спекание вещества и формирование его в твердую массу. Интенсивность луча изменяется так, чтобы расплавлять порошок только в зонах, ограниченных

геометрией будущей конструкции. Как только лазер обработает весь слой порошка в данном сечении, тут же насыпается новый тонкий слой и процесс повторяется. Затем деталь удаляется из зоны обработки и свободный порошок вытряхивается. SLS-детали могут быть получены из порошков с различным размером зерен в зависимости от будущего применения деталей.

Лазерное спекание обеспечивает высокое качество готовых изделий, хотя поверхность модели получается пористой. Преимущество - достаточная для малосерийного производства прочность деталей. Правда, SLS-установка дорога, а скорость воспроизведения цифровой модели составляет всего несколько сантиметров в час, плюс несколько часов на нагревание и остывание установки. Кроме хорошей точности и высокой прочности получаемых объектов, SLS обладает еще и таким достоинством, как возможность получать детали с движущимися частями, например, подвижными петлевыми соединениями.

Для SLS-процессов разработаны специальные материалы, позволяющие изготавливать металлические детали. В этом случае используется не легкоплавкий пластиковый порошок, а микрочастицы стали, покрытые слоем связующего пластика. Спекание пластика происходит как обычно, а затем модель помещается в печь, где пластик выгорает, а образовавшиеся пустоты заливаются бронзой. В результате получается вещество, превосходящее по механическим качествам алюминий и приближающееся по прочности к нержавеющей стали. Оно состоит на 60% из стали и на остальные 40% из бронзы. Фактически, с помощью SLS-технологии можно воспроизводить полноценные металлические предметы произвольной формы. Достоинство заключается еще и в том, что имеются аналогичные материалы с керамической или стеклянной сердцевиной. Из них получают изделия, устойчивые к высоким температурам и агрессивным химическим веществам. Их минус - дороговизна технологического процесса и материалов.

Изготовление моделей из ламинатов

Еще одна технология твердотельного конструирования с использованием лазера – ламинирование (Laminated Object Manufacturing или LOM) – разработана компанией Helysis. Сама Helysis в 2000 г. прекратила существование, но на основе ее метода сейчас разрабатывают свое оборудование несколько других производителей. Суть технологии такова: в машину по очереди заряжаются тонкие листы рабочего материала, из которого затем лазером вырезаются слои будущей модели. После резки слои склеиваются друг с другом. В качестве материала первоначально использовалась специальная бумага со слоем клеящего вещества. Однако таким образом можно нарезать тонкий пластик, керамику и даже металлическую фольгу. Благодаря использованию недорогих твердых листовых материалов, преимуществом LOM-моделей является надежность, устойчивость к деформациям и хорошее соотношение эффективность-стоимость, не зависящее от геометрической сложности.

2.2 Многоструйное моделирование с помощью 3D-принтеров

Классические RP-системы первых поколений обладают рядом недостатков. Это прежде всего очень высокая стоимость (до миллиона долларов в зависимости от комплектации), сложность в эксплуатации, специальные требования к помещению и квалификации оператора. Если проводить аналогии с развитием компьютерных технологий в целом, то эти системы похожи на первые ЭВМ – огромные, очень сложные и дорогие, работать с которыми могли только высококвалифицированные программисты. Неудивительно, что массовое распространение технологии быстрого прототипирования получили только с появлением на рынке нового класса устройств – трёхмерных (3D) принтеров. Этот класс систем лишён многих недостатков своих предшественников – 3D принтеры рассчитаны на работу в условиях обычного офиса, просты в эксплуатации, автоматически готовят файл к построению и не требуют сложной постобработки модели после печати. Рост популярности технологий быстрого прототипирования связан именно с появлением на рынке в последние пять лет 3D принтеров. 3D-принтеры сыграли роль в распространении технологий быстрого прототипирования аналогичную роли персональных компьютеров в распространении цифровых технологий в нашей жизни. По приведённым данным можно сделать вывод, что в мировых масштабах технологии быстрого прототипирования уже получили широкое признание. Так же можно говорить о росте популярности этих технологий в России, хотя пока наша страна отстаёт от промышленно развитых стран Западной Европы, США и Японии.

Все вышеназванные системы имеют принцип работы, напоминающий лазерную трехмерную печать, однако существует еще и «струйная» трехмерная печать. Простейшая из подобных технологий - моделирование диффузионным напылением (Fused Deposition Modeling или FDM).

Моделирование диффузионным напылением

Основы этой технологии были разработаны еще в 1988 г. Скоттом Крапом, а производителем оборудования для FDM стала компания Stratasys.

Основным достоинством таких систем является управляемая двухкоординатная нагревательная головка. Идея очень проста – жидкий термопластичный материал выдавливался из головки принтера, а затем укладывался тонким слоем. Материал подается с катушки в виде проволоки диаметром 1,25 мм. В головке проволока нагревается и плавится при температуре, превышающей точку отверждения на 10С. Жидкая субстанция отвердевает очень быстро. Благодаря двухкоординатному движению головки вещество укладывается тонким равномерным слоем. Ширина диффузионного слоя колеблется от 0,22 до 2,5 мм в зависимости от скорости нанесения материала, размеров сопла и точности позиционирования головки. После нанесения одного слоя платформа опускается на величину от 0,03 до 0,7 мм. При этом важно контролировать процесс с помощью компьютера, как это происходит при фрезеровании. Технология FDM позволяет с достаточно высокой точностью (минимальная толщина слоя – 0,12 мм) производить полностью готовые к использованию детали довольно большого размера (до 600х600х500 мм).

Многофазовое струйное отверждение

Обычно 3D-принтеры не дают высокой точности и прочности готового прототипа, однако механических свойств таких моделей достаточно для визуализации разрабатываемого изделия.

Штутгартский и Бременский институты разработали технологию многофазового струйного отверждения. В данной технологии смесь порошка и волокна осаждается на поверхность с помощью управляемого сопла. Смесь подогревается в отсеке принтера до температуры 70-100°С в зависимости от свойств рабочего материала. В качестве материала применяются порошки, используемые для литья под давлением. При указанной температуре смесь становится однородной по густоте и способна проходить через сопло. Очень важно обеспечить низкое поверхностное натяжение материала для формообразования без усадки. Впоследствии прототипы дорабатываются с помощью технологии, напоминающей металлическое литье под давлением. Происходит спекание вещества и получение новой молекулярной сетки повышенной прочности.

В настоящее время эта технология используется в 3D-принтере Actua 2100 компании 3D Systems. Материал полученного прототипа похож на твердый воск. Толщина накладываемых слоев составляет 0,0015 дюйма (0,04 мм) с разрешением 300 точек на дюйм. Стоимость установки около 65 тыс. долл.

Существует еще одна технология «струйной печати», уже с использованием порошковых материалов. Разработана она была в Массачусетском технологическом институте, а первым и основным производителем оборудования стала компания Z Corporation. Ее 3D-принтеры относительно недороги и работают существенно быстрее вышеописанных устройств. Технологический процесс заключается в следующем: специальная струйная головка набрызгивает на порошковый материал клеящее вещество. В качестве порошка используется обычный гипс или крахмал. В «забрызганных» местах порошок склеивается и формирует модель. Печать, как и в предыдущих случаях, идет послойно, а лишний порошок в конце стряхивается. Однако есть и существенная разница – этот принтер может использовать клеящую жидкость с добавлением пигментных красителей и печатать цветные модели. В цветном принтере от Z Corporation установлены 4 струйные головки с чернилами-клеем основных цветов, так что полученная модель может воспроизводить не только форму, но и окраску (то есть текстуру) своего виртуального прототипа. Правда, гипсовые модели получаются не очень-то прочными, но зато их сразу можно использовать в качестве форм для литья. Детализация полученного объекта – очень высокая.

3. Применение трехмерных моделей для быстрого прототипирования

В настоящее время существует различные направления и подходы к реализации технологий быстрого прототипирования. По используемым материалам их можно разделить на методы, применяющие жидкости (фотополимеры, электролиты, вода), порошки (спекание однородных или двухкомпонентных составов), твердые материалы (пластики, воски, металлы), листовый материал (ламинированная бумага, пластик), газы. Часть методов находится в стадии исследовательских разработок, часть имеет коммерческое применение.

Быстрое прототипирование имеет весьма широкий диапазон областей применения, однако, к основным из них следует отнести:

- визуализацию;
- проверку собираемости узлов и механизмов;

· изготовление малых партий изделий методами быстрой подготовки технологической оснастки.

Визуализация. Технология Rapid Prototyping предоставляет инженерам и дизайнерам свободу творчества при создании дешевых трехмерных моделей. Можно провести чистовую обработку поверхности прототипа, чтобы заказчики и персонал имели возможность оценить эстетические свойства будущего продукта.

Визуализация по-прежнему стоит на одном из первых мест в ряду областей использования прототипов вследствие наглядности представления модели изделия, с одной стороны, и отсутствием необходимости использования аппаратных средств – с другой.

Нередко возникает необходимость проведения маркетингового исследования и демонстрации изделия заказчику или на выставке до начала его серийного выпуска, с тем, чтобы оценить потенциальный покупательский спрос и принять решение о целесообразности продвижения данного товара на рынок.

При необходимости внесения изменений в конструкцию изделия материальные и временные затраты минимальны по сравнению с необходимостью переделки технологической оснастки, изготовление которой занимает, как правило, не один месяц.

Другим очень важным фактором является возможность проверки качества сборки узлов и механизмов, оценка удобства и надежности крепления деталей (рис. 3). Трехмерная модель, созданная в САД-системе, не дает полного представления о том, насколько жестко происходит фиксация деталей в сборочной единице. Прототипы же, являясь аналогом окончательно изготовленных изделий, позволяют проанализировать особенности их конструкции и своевременно выявить возможные недостатки.

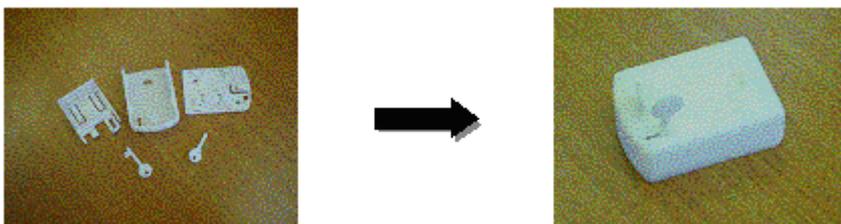


Рис. 3 Проверка качества сборки изделия

Моделирование работы механизмов, оценка их функциональных качеств – еще одна область применения быстрого прототипирования. Это относится как к новым изделиям, так и к модернизированным с изменением одной или нескольких деталей сборки.

Наметившиеся в последнее время тенденции к уменьшению партий изготавливаемых изделий, увеличению их конструктивной сложности и сокращению сроков поставки обуславливают распространение технологий быстрой подготовки оснастки (Rapid Tooling), к которым относятся вакуумное литье в силиконовые формы; литье в металлополимерные формы; литье металлов по выплавляемым восковым моделям, получаемым на основе технологии литья в силиконовые формы, и другие методы. Данные технологии неразрывно связаны с технологиями быстрого прототипирования и являются их логическим продолжением в цепочке дизайн – конструкция – прототип – оснастка – готовое изделие.

Быстрое прототипирование получает все большее распространение и становится неотъемлемой частью процесса подготовки производства новой продукции. В промышленно развитых странах в ряде фирм данный этап является обязательным и переход от конструкции изделия к разработке технологии невозможен без получения прототипа.

4. Немного о перспективах

Исследования в области быстрого прототипирования идут полным ходом. Например, группа ученых из Калифорнийского университета разрабатывает технологию трехмерной печати, которая позволила бы одновременно создавать и форму, и содержание объекта. Под содержанием здесь подразумевается электронная начинка, т. е. принтер печатает корпус мобильного телефона из пластика и одновременно печатает внутри корпуса всю электронику. Уже сегодня существуют способы печати пластиковых полупроводниковых устройств и соединяющих их проводов. Осталось только объединить эти способы с технологией 3D-принтеров, и готов революционный прорыв в современном производстве.

Другой пример - разработки Университета Миссури, позволяющие при помощи струйника выводить на

печать своеобразные заготовки биологических органов. В качестве чернил при этом используются сгустки клеток заданного типа. Вместо бумаги выступает специальный биогель, который фиксирует положение клеточных сгустков в пространстве. Печать производится в несколько слоев. В результате получается объемная конструкция из клеток, которая, в принципе, может имитировать любой орган (после выращивания клеток гель растворяется, так что возможно получение полых структур). Конечно, печать полноценного органа для пересадки пока представляется слишком сложной задачей, но работа в этом направлении ведется.

Тема №4
Лазерная доплерография, ультразвуковая доплерография.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Показания к применению ультразвуковой доплерографии.	1. «Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2. Механизм работы аппаратов ультразвуковой доплерографии.	2. Лебеденко И. Ю., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Возможности исследования микроциркуляции слизистой щеки в динамике с помощью ультразвукового метода // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург. 2001. — С. 54.
3. Аппараты для проведения ультразвуковой доплерографии.	3. Лебеденко И. Ю., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Возможности исследования микроциркуляции слизистой щеки в динамике с помощью ультразвукового метода / / Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург. 2001. — С. 54.

2. Студент должен знать:

1. Что такое ультразвуковая доплерография	Артюшенко Н. К., Козлов В. А., Шалак Щ. В., Гирина М. Б. Ультразвуковая доплерография в выборе оперативного метода лечения хронических одонтогенных очагов инфекции // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург, 2001. — С. 64-69.
2. Показания к применению ультразвуковой доплерографии.	Лебеденко И. Ю., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Возможности исследования микроциркуляции слизистой щеки в динамике с помощью ультразвукового метода // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург. 2001. — С. 54.

3. Студент должен уметь:

1. Проводить метод лазерной доплерографии.	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
--	---

4. Вопросы для контроля знаний.

1. Напишите показания к лазерной доплерографии .
2. Перечислите микроциркуляторные показатели мягких тканей полости рта.
3. Аппараты для проведения лазерной доплерографии.

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

При ультразвуковой доплерографии используется эффект изменения частоты отраженного от движущегося объекта сигнала на величину, пропорциональную скорости движения отражателя, открытый в 1842 г. Допплером. При отсутствии движения исследуемой среды доплеровского сигнала не существует, так как ультразвуковая волна проходит сквозь ткани без отражения, что делает данный метод исследования движущихся структур наиболее объективным. Присутствие отраженного сигнала свидетельствует о наличии кровотока в зоне ультразвуковой локации.

Распространение и отражение ультразвуковых колебаний — два основных процесса, на которых основано действие всей диагностической ультразвуковой аппаратуры.

Величина доплеровского сдвига частот пропорциональна скорости кровотока и определяется по формуле:

$$V = Fd \times C / 2 Fg \cos a \quad (5)$$

где: **V** — скорость потока форменных элементов в сосуде;

Fd — доплеровский сдвиг частоты;

Fg — частота генератора;

C — скорость распространения ультразвука в мягких тканях,
равная 1540 м/с;

a — угол между осью потока и осью отраженного ультразвукового
луча.

В сосудах одновременно присутствуют отражатели, движущиеся в кровяном русле с различными скоростями, и, следовательно, на приемный элемент ультразвукового датчика поступает спектр сигналов с разными доплеровскими частотами. Скорость кровотока не является величиной

постоянной и меняется в артериальных сосудах в зависимости от фазы сердечного цикла, поэтому отраженный сигнал содержит изменяющийся во времени набор частот, образуя так называемую пульсовую кривую или доплеровский спектр.

Врачи общей практики в большинстве случаев используют импульсные датчики (5-10 МГц) для прозвучивания единичных магистральных сосудов и получают данные венозного или артериального кровотока. При стоматологических исследованиях чаще всего бывают необходимы интегральные гемодинамические характеристики определенного среза тканей полости рта.

Такие характеристики мы можем получить с помощью высокочастотных датчиков с рабочей частотой 10 и 20 МГц.

Отечественным аппаратом для ультразвуковых доплерографических исследований является прибор «Минимакс-Допплер-К» фирмы «СП Минимакс» (рис. 16), оснащенный комплектом датчиков различной частоты (5, 10 и 20 МГц) (рис. 17).

При ультразвуковой доплерографии возможно определить гемодинамические характеристики не только мягких тканей полости рта, но и костных тканей с различной плотностью; в отличие от лазерной доплерографии, максимальная глубина прозвучивания не превышает 2-2,5 мм. С этой целью были разработаны суммарные линейные данные глубины прозвучивания с помощью прибора «Минимакс-Допплер-К» для тканей полости рта (слизистой оболочки, компактной и губчатой кости, эмали и дентина зуба). Данные глубины прозвучивания ультразвука с применением датчиков с частотой 10 и 20 МГц представлены в таблице № 7. Механизм работы аппарата «Минимакс-Допплер-К» заключается в том, что поступающий на приемный элемент датчика отраженный от кровотока ультразвуковой сигнал содержит составляющие с различными доплеровскими частотами. Ультразвуковой сигнал, отраженный от движущихся элементов крови, усиливается, фильтруется и поступает в компьютерную часть прибора, где обрабатывается по специальной программе и выдается на дисплей в виде доплерограмм с цветным спектром, получаемым через БПФ (быстрое преобразование Фурье). Чем выше скорость отражателя (эритроцитов), тем дальше от изолинии находится соответствующая ему точка, что соответствует темной части спектра. Наиболее быстрые частицы находятся в центре потока, медленные — в пристеночных областях. Соответственно верхняя часть спектра описывает частицы, движущиеся вдоль оси потока (в центре сосуда), нижняя часть спектра, идущая вдоль изолинии, характеризует частицы, движущиеся в пристеночных областях. Так как кровяные частицы движутся с разными скоростями и в разных направлениях, в результате обработки доплерограмм мы получаем данные о линейной (систолической, средней, диастолической) и объемной скоростях кровотока в обследуемом участке сосуда (системы).

После этого выбирают ультразвуковой датчик с необходимой рабочей частотой и с использованием акустического геля проводят исследование. Важно, чтобы при проведении исследования рабочая головка ультразвукового датчика не сдавливала ткани исследуемого участка.

Для удобства поиска сосуда и контроля правильности установки датчика в точке локализации имеется выход на устройство слухового контроля — звуковые стерео-колонки или наушники, что дает возможность, как можно более точно сориентировать датчик, получить четкую спектральную картину по громкости звучания, а также определить тип исследуемого сосуда. Аппарат «Минимакс-Допплер-К» имеет программу обработки сигнала, обеспечивающую индикацию направления кровотока: кровоток направлен к датчику (+) — вверх от изолинии, кровоток направлен от датчика (-) — вниз от изолинии (рис. 18).

Принцип выделения направления основан на изменении частоты принимаемых приемником ультразвуковых колебаний в зависимости от направления вектора скорости отражателя. При исследовании десны и слизистой оболочки полости рта в микроциркуляторном русле выделить преобладание артериального или венозного кровотока достаточно сложно. И при доплерографии с применением непрерывных ультразвуковых датчиков мы исследуем смешанный кровоток и получаем данные интегральных гемодинамических характеристик данного среза ткани (рис. 19).

В связи с большой разветвленностью сети кровеносных сосудов в тканях полости рта и высокой чувствительностью аппарата, для наблюдения в динамике за изменениями кровотока необходима повторяемость попадания в одну и ту же точку исследования при каждом следующем измерении. Наш опыт показывает, что добиться этого в отдаленные сроки, особенно при исследовании слизистой оболочки щеки, практически невозможно без применения индивидуальных капп. Методика изготовления индивидуальной каппы для исследования гемодинамики альвеолярного отростка и нёба описана в разделе «Реопародонтография». Отличием изготовления каппы для исследования гемодинамики щеки является то, что каппа изготавливается с помощью эркропресса на слепке, а не на

модели (рис. 20).

Средняя скорость кровотока в общей сонной артерии в норме колеблется у разных людей от 18 до 32 см/с, а средняя скорость во внутренней сонной артерии — 16-36 см/с. По данным Корольковой с соавт. (2001), на коже лица средняя

линейная скорость кровотока равна $0,124 \pm 0,019$ см/с, а средняя объемная скорость кровотока — $0,03 \pm 0,0039$ мл/с. После

проведения косметических процедур эти показатели увеличиваются до $0,1875 \pm 0,037$ см/с и $0,0369 \pm 0,007$ мл/с соответственно. Средняя объемная скорость кровотока красной каймы губ равна 0,1 мл/с, а при гипертонической болезни эти показатели снижаются до 0,004 мл/с.

В области прикрепленной десны при интактных зубных рядах без общесоматической патологии средняя линейная скорость кровотока в среднем равна 0,75 см/с, а объемная скорость кровотока— 0,0058 мл/с. При сахарном диабете декомпенсированной формы эти показатели снижаются до 0,08 см/с и 0,001 см/с соответственно.

У пациентов с интактными зубными рядами средняя линейная скорость кровотока в области твердого нёба в среднем равна

0,72 см/с, а объемная скорость кровотока — 0,0053 мл/с. При полной вторичной адентии эти показатели снижаются до

0,51 см/с и 0,0046 мл/с соответственно.

Литература:

1. Артюшенко Н. К., Козлов В. А., Шалак Щ. В., Гирина М. Б. Ультразвуковая доплерография в выборе оперативного метода лечения хронических одонтогенных очагов инфекции // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург, 2001. — С. 64-69.
2. Лебеденко И. Ю., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Возможности исследования микроциркуляции слизистой щеки в динамике с помощью ультразвукового метода // Труды научно-практической конференции «Методы исследования микроциркуляции в клинике». — Санкт-Петербург. 2001. — С. 54.
3. «Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.

Тема №5

Шинирование зубов современными волокнистыми материалами. Их классификация и сравнительная характеристика .

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Заболевания пародонта.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов. В.А. Бычков, А.Аль –Хаким , Смоленск 2006г.
2. современные методы шинирования.	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.

2. Студент должен знать:

1. Этиологию и патогенез воспалительных заболеваний пародонта.	
2. Современные методы шинирования.	
	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.

3. Студент должен уметь:

1. Провести опрос пациента .	
2. Провести осмотр полости рта.	
4. Проводить шинирование зубов.	
3. Определить микроциркуляцию в тканях пародонта методом лазерной доплерографии.	
	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов:	Больной, истории болезни.

обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

Съемное шинирование зубов применяется при незначительной подвижности и, чаще всего, не отвечает эстетическим требованиям пациентов. В качестве съемного шинирования используются окклюзионные шины. Их применяют при бруксизме. Постоянное ношение таких шин затруднительно, так как они отрицательно влияют на дикцию и эстетику. Применение окклюзионной шины возможно во время сна и в домашних условиях, что бы отучится от вредной привычки.

Изготавливаются шины лабораторным способом с предварительным снятием слепков и определением центрального соотношения челюстей.



Экстракоронковое шинирование – это один из самых простых видов соединения зубов друг с другом, относящихся к несъемному шинированию.

Зубы соединяются с помощью композитного материала усиленного с помощью стекловолоконной ленты (например Ribbond, Ribbond Inc., Seattle, WA). При этом виде шинирования зубы не препарируются.

Такая шина изготавливается в одно посещение в полости рта пациента.

Техника изготовления экстракоронковой шины:

1. Удаляются зубные отложения.
2. Шинируемая поверхность зубов полируется мелкообразивной пастой
3. Выверяются окклюзионные контакты (зубы антогонисты не должны «сбивать» шину).
4. Поверхность зуба протравливается.
5. устанавливаются клинья в межзубные промежутки.
6. Нанесение адгезива (согласно инструкции фирмы-изготовителя) и его полимеризация.
7. Нанесение на подготовленную поверхность зубов композита и его тщательная адаптация соответствующими инструментами.
8. Полимеризация шины на всем её протяжении.
9. Удаление клиньев.
10. Финишная обработка шины.

Для данного шинирования также могут применяться шины из металла, чаще всего не благородных сплавов. Шина крепится к зубам с помощью цемент-системы Metabond C&B, Данный метод шинирования имеет большую прочность, по сравнению с композитным шинированием,



Данный метод шинирования подходит для фронтальной группы зубов.

Недостатки экстракоронкового шинирования:

1. Возможность нарушения фонетики (особенно при применении шины на верхней челюсти)
2. Затруднение гигиены полости рта.
3. Не надежность конструкции. Возможны сколы композитного материала.

Интракоронковое шинирование. Этот вид шинирования используется во фронтальной и жевательной группе зубов.

Техника интракоронкового шинирования отличается от экстракоронкового препарированием твердых тканей зуба. Борозда, в которой будет шинируемый материал, препарируется на окклюзионной или оральной поверхности зубов. Шина может быть дополнительно усилена армированной стекловолоконной лентой или штифтами как показано на картинке.



Шина покрывается композитным материалом в тон зуба.

Для интракоронкового шинирования применяется арматура на основе не органической матрицы. Стекловолокна имеют лучшую биосовместимость с тканями человеческого организма, так как состоят из биоинертного стекла, а не из пластика. Она (арматура на основе не органической матрицы) не требует специальных условий хранения, легко режется обычными ножницами, хорошо адаптируется ко всем поверхностям зубного ряда. Выпускают ее модификацию в виде полого жгутика, что значительно расширяет сферу применения. Жгутик оптимален для шинирования жевательной группы зубов с

использованием техники создания бороздки, для восстановления одиночного дефекта зубного ряда или в качестве альтернативы внутрикорневым штифтам.

Недостатки интракоронкового шинирования:

1. Риск при препарировании твердых тканей зуба
2. Возможно развитие кариеса под шиной, затруднение гигиены полости рта
3. Возможен разрыв шины и\или скол материала.
4. Нарушение фонетики из-за объема шины.

Шинирование металлокерамическими конструкциями.

Данный вид шинирования позволяет уменьшить подвижность зубов во всех плоскостях (фронтальной и сагиттальной). Такие шины отвечают эстетическим требованиям пациента.



Недостатки металлокерамических шин:

1. Необходимость препарирования большого объема твердых тканей зубов.
2. Эндодонтическое лечение по показаниям.
3. Изготовление шины в несколько посещений.
4. Высокая стоимость.

Другой подход уменьшения или устранения подвижности зубов – ортодонтическое лечение.

Аномалии прикуса и вторичных деформаций – наиболее распространенные этиологические факторы болезней пародонта. Предупредить патологию или получить положительный результат при ее комплексном лечении можно только путем рационального современного и по возможности своевременного применения ортодонтических конструкций.

При правильном применении контролируемых сил для перемещения зубов возможно устранить травматическую перегрузку пародонта, остановить рецессию костной ткани.

Ортодонтическое лечение возможно только в сочетании с основными методами лечения пародонтита и является подготовительным этапом.

Шинирование зубов оказывает положительный эффект в лечении заболеваний тканей пародонта. Уменьшение подвижности зубов снижает или останавливает разрушение костной ткани. Жевательная нагрузка перераспределяется, что так же способствует уменьшению нагрузки на связочный аппарат зуба. Улучшается трофика пародонта, увеличиваются репаративные процессы в его тканях.

Требования к современным шинам достаточно высоки. Шина должна просто размещаться и удаляться из полости рта. Адекватно фиксироваться. Не наносить дополнительную травму шинируемым зубам. Позволять зубам оставаться в физиологической подвижности. Шина не должна усложнять гигиену полости рта, легко очищаться. Не повреждать ткани десны. Отвечать эстетическим требованиям пациента.

Все эти параметры, предъявляемые к шинированию зубов, доказывают необходимость разработки индивидуального устройства для уменьшения подвижности зубов.

Структура пациентов с заболеваниями пародонта легкой и средней степени тяжести, нуждающихся в шинировании зависит, от пола, возраста, и соблюдения гигиены полости рта.

Список литературы

1. Аболмасов Н.Г. Современные представления и размышления о комплексном лечении заболеваний пародонта / Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, П.Н. Гелетин, А.А. Соловьёв. // Российский стоматологический журнал. 2009 – №5.
2. Меленберг Т.В. Биомеханические аспекты шинирования зубов. Часть III. Сравнительный анализ результатов расчета напряженно-деформированного состояния (НДС) нижней челюсти при пародонтите после шинирования подвижных зубов по традиционной методике и предлагаемой авторами

- (экспериментальное исследование) / Т.В. Меленберг, А.В. Ревякин // Маэстро стоматологии, 2006. – №22.
3. Меленберг Т.В. Разработка шины и способа шинирования зубов при пародонтите / Т.В. Меленберг // Уральский медицинский журнал, 2011. – №5 (83).
 4. Ряховский А.Н., Хлопова А.М. Биомеханика шинирования зубов. Панорама ортопедической стоматологии №1, 2004.
 5. Izchak Barzilay, DDS, Cert. Splinting Teeth – A Review of Methodology and Clinical Case Reports 2000.
 6. Артюшкевич А.С, Трофимова Е.К., Латышева СВ. Клиническая периодонтология. – Мн., 2002.

Тема №6

Иновационные материалы в протезировании – оксид циркония, наноматериалы.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Иновационные материалы в протезировании .	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хахим , Смоленск 2006г.
2. Оксид циркония, наноматериалы	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.

2. Студент должен знать:

1. Иновационные материалы в протезировании .	
2. Оксид циркония, наноматериалы	
	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хахим, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	
2.Провести осмотр полости рта.	
5. Протезировать больных с использованием иновационных материалов.	
	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хахим, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов:	Больной, истории болезни.

обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

1. История открытия, некоторые физические, химические и механические свойства циркония, применение циркония

Минерал гиаинт с острова Цейлон, содержащий цирконий, был известен с древних времен как драгоценный камень из-за его красивого бледного желто-коричневого цвета, переходящего в дымчато-зеленый, и особого блеска. В 1789 г. член Берлинской академии наук Мартин Генрих Клапрот сплавил в серебряном тигле порошок циркона с едкой щелочью и растворил сплав в серной кислоте. Выделив из раствора кремнекислоту и железо, он получил кристаллы соли, а затем и окисел (землю), названную им циркония (Zirconerde). Чистый цирконий удалось выделить лишь в 1914 г. Названия "циркон" и "цирконий" (встречается название "цирконная земля") происходят от арабского *zargun* - киноварь. Персидское слово *zargun* означает "окрашенный в золотистый цвет". Современная формула вещества, полученного Клапротом, выглядит так: ZrO_2 . Циркон в основном добывается из песков (продукта распада магматических горных пород). Наиболее крупные разрабатываемые месторождения циркона расположены в пределах россыпных провинций (в песках) вдоль Восточного и Западного побережий Австралии, Восточного и Западного побережий ЮАР, Атлантического побережья США и Бразилии.

Цирконий – элемент побочной подгруппы четвертой группы пятого периода периодической системы химических элементов Д.И.Менделеева, с атомным номером 40.

Цирконий, Zirconium, Zr (40) существует в двух кристаллических модификациях: а-формы с гексагональной плотноупакованной решёткой ($a = 3,228$; $c = 5,120$) и б-формы с кубической объёмноцентрированной решёткой ($a = 3,61$). Переход а -> б происходит при $862\text{ }^\circ\text{C}$. Чистый цирконий пластичен, легко поддаётся холодной и горячей обработке (прокатке, ковке, штамповке). Наличие растворённых в металле малых количеств кислорода, азота, водорода и углерода (или соединений этих элементов с цирконием) вызывает хрупкость циркония. Модуль упругости ($20\text{ }^\circ\text{C}$) 97 Гн/м^2 (9700 кгс/мм^2); предел прочности при растяжении 253 Мн/м^2 ($25,3\text{ кгс/мм}^2$); твёрдость по Бринеллю $640\text{--}670\text{ Мн/м}^2$ ($64\text{--}67\text{ кгс/мм}^2$); на твёрдость очень сильное влияние оказывает содержание кислорода: при концентрации более $0,2\%$ цирконий не поддаётся холодной обработке давлением.

Механические свойства циркония существенно повышаются нагартовкой; это повышение исчезает при отжиге до $100\text{--}400\text{ }^\circ\text{C}$.

С повышением температуры механические свойства циркония значительно изменяются: с увеличением температуры от 20 до $500\text{ }^\circ\text{C}$ предел прочности в 5 раз уменьшается, а относительное удлинение в 3 раза возрастает.

Внешняя среда оказывает существенное влияние на механические свойства циркония при высоких температурах. Температура перехода а Р равна $862\text{ }^\circ\text{C}$. Цирконий отличается чрезвычайно высокой пластичностью и коррозионной стойкостью.

В свободном состоянии цирконий представляет собой блестящий металл плотностью $6,45\text{ г/см}^3$, плавящийся при $1855\text{ }^\circ\text{C}$. Не содержащий примесей цирконий очень пластичен и легко поддается холодной и горячей обработке.

В промышленности двуокись циркония первыми применили силикатные производства и металлургия. Еще в начале нашего века были изготовлены цирконовые огнеупоры, которые служат в три раза дольше обычных. Значительные количества двуокиси циркония потребляют производства керамики, фарфора и стекла .

2. Применение циркония в стоматологии

Основным сырьем для производства диоксида циркония является минерал циркон ($ZrSiO_4$). Оксид циркона получают из него путем химической обработки с помощью добавок. Полученный реагентный порошок смешивается с присадками. Разграничивают агломерационные присадки, которые в особенности оказывают воздействие на характеристики спекания и характеристики готовой керамики, и вспомогательные материалы, которые способствуют формообразованию.

Для применения в стоматологии оксид циркония сплавляют с иттрием, чтобы стабилизировать так называемую тетрагональную фазу. При разных температурах оксид циркония существует в разных кристаллических фазах. Наибольший интерес для практической стоматологии представляют, прежде

всего, такие фазы как тетрагональная и моноклиная фаза. Тетрагональная фаза имеет объем на 4% меньше чем моноклиная. В каркасе из оксида циркония присутствуют обе фазы, причем материал стремится, прежде всего, к моноклиной фазе при комнатной температуре. Если в каркасе развивается трещина, стабилизированные иттрием тетрагональные частицы превращаются в моноклиные, что приводит к повышению объема. Благодаря подобному фазовому преобразованию в керамике возникает напряжение сжатия, которое в идеале приводит к прекращению прогрессирующей трещины. Этот процесс определяют как трансформационное усиление или «эффект подушки безопасности» цирконий оксида. После стабилизации порошка циркона иттрием происходит прессование. Различают следующие виды прессования:

По температуре:

- 1) холодное (при комнатной температуре)
- 2) горячее прессование (нагревание до 700 С- 900 С в атмосфере аргона).

По осям сжатия:

- 1) одноосное (пресс только сверху и движется вниз)
- 2) двуосное (прессы движутся навстречу друг другу)
- 3) изостатическое (прессы движутся со всех сторон к центру)

От типа прессования зависит структура прессованного блока (количество и размер микропромежутков в блоке), а значит, и равномерность и объем усадки при спекании, а значит, и качество конечного продукта. Наиболее приемлемым видом прессования является изостатическое горячее прессование (ИГП). Этот процесс наиболее технологически сложный и дорогостоящий, но позволяет добиться лучшего результата на выходе.

Заготовки из диоксида циркония (блоки циркония) изготавливаются путем различных методик. В то время, как агломерирующие добавки остаются в оксиде циркона, вспомогательные материалы, которые, кроме воды, являются в основном легкоиспаряющимися органическими соединениями, удаляются из отливки оксида циркона перед процессом агломерации, не оставляя никаких следов. И хотя этот материал подвергается процессу предварительного спекания, материал остается способным к обработке с помощью боров, сделанных из карбида вольфрама. Объект вырезается фрезой из блока циркона, мягкого как мел, размер которого примерно на 25% больше, чем размер этого объекта. Потом выполняется окончательная агломерация при температуре 1500 °С, и, таким образом, достигается его конечная консистенция. Во время этого процесса объект дает усадку на 20%. Только в процессе окончательной агломерации структуры действительно приобретают свои подлинные характеристики. Уплотнение частиц порошка оксида циркона происходит путем уменьшения удельной поверхности.

Это получают с помощью термозависимых диффузионных процессов с изменением частей поверхности, межзёренной границы и диффузионного объема. Если твердотельная диффузия проходит слишком медленно, процесс агломерации может проводиться под давлением. Это называется горячим прессованием или горячим изостатическим прессованием («HIP процесс») циркона. Характеристики такой цирконовой керамики зависят в большей степени от химического состава материала и процесса изготовления.

Различают полностью стабилизированный диоксид циркония (FSZ) и частично стабилизированный диоксид циркония (PSZ). Частичная стабилизация может быть достигнута с использованием добавки 3-6% CaO, MgO или Y₂O₃. В зависимости от условий изготовления стабилизироваться может кубическая, тетрагональная или моноклиническая модификация. Частично стабилизированный диоксид циркония имеет высокую термостойкость, и, таким образом, также подходит для использования при высоких температурах в машиностроении.

Кубическая модификация диоксида циркония может стабилизироваться от абсолютного нуля до кривой солидуса добавлением присадки 10-15% CaO и MgO (FSZ), и этот керамический материал может термически и механически выдерживать температуру 2000 °С. Однако, из-за низкой теплопроводности и высокого коэффициента теплового расширения по сравнению с частично стабилизированным диоксидом циркония термостойкость полностью стабилизированного диоксида циркония ниже. Диоксид циркония, применяемый в стоматологии, имеет следующий состав: 95 % ZrO₂ + 5 % Y₂O₃.

3. Показания и противопоказания для применения оксида циркония

Современные технологии, работающие с оксидом циркония, позволяют изготавливать каркасы как для одиночных коронок, так и для мостовидных конструкций протяженностью, в зависимости от вида оксида циркония, от 3 до 16 единиц. Область применения оксида циркония включает широкий спектр показаний:

- дефект твердых тканей зуба;
- дефекты зубных рядов;

- состояние после имплантации при полном отсутствии зубов.

Потенциальные противопоказания для применения безметалловой керамики на основе оксида циркония:

- наличие низкой клинической высоты естественных зубов (мелкие зубы) в области коннекторов мостовидного протеза;

- глубокий прикус;

- бруксизм;

Площадь зон сочленения отдельных элементов в каркасе мостовидного протеза не должна быть менее 9 мм². Не рекомендуется изготовление внутрикорневых культевых вкладок из оксида циркония.

4. Материалы и оборудование

4.1 Основные материалы

К основным материалам в производстве циркониевых протезов относятся:

- блоки циркония;

- жидкость для окрашивания диоксида циркония перед синтеризацией;

- пластмасса полиуретановая самополимеризующаяся (Frame A&B);

- композит светоотверждаемый (Rigid);

- масса керамическая для напекания на цирконий;

- краска для керамики и циркония;

4.2 Описание основных материалов и оборудования

В настоящее время в мире более 50% работ по протезированию – работы, выполненные керамикой на основе диоксида циркония, который обладает следующими преимуществами:

А) Безопасность для здоровья. Материал не токсичен, не канцерогенен, гипоаллергенен (нет металла во рту), не вызывает воспаление десен, рецессию, не изменяет цвет десны и собственного зуба. Щадящая обтачка зуба за счет малой толщины каркаса (ок.0,4 мм). Идеальное прилегание края коронки к десне, что предупреждает возникновение кариеса и уменьшает возможность расцементирования.

Б) По прочности диоксид циркония превосходит металл. Это особенно важно при протезировании жевательной группы зубов. Несмотря на прочность, коронки на основе диоксида циркония в два раза легче металла. Стабилен при нагрузках, обладает высокой вязкостью при изломе. Стойкий к абразивному износу антагонистов. Отсутствие сколов кромок режущего края и бугорков.

В) Естественная прозрачность. Коронки на основе диоксида циркония пропускают свет – смотрятся максимально эстетично. Отсутствие окрашивания края десны на границе с коронкой.

Г) Естественное свечение в ультрафиолете.

Д) Долговечность эстетики. Высокая стойкость протезов к изменению цвета и изнашиваемости.

Е) Низкая теплопроводность. Низкая теплопроводность диоксида циркония дает возможность протезирования живых зубов и особенно актуальна для протезирования после имплантации.

Циркониевый каркас по своим свойствам является оптимальным для дальнейшего наложения керамики (вероятность сколов керамики уменьшается в несколько раз). Возможность реставрации появившихся за время носки небольших дефектов. Достигается великолепное маргинальное (краевое) прилегание каркаса коронок по уступу за счет уникальных свойств материала. Цирконий рекомендован для изготовления, как жевательных зубов, так и фронтальной группы зубов. Идеально подходит для протезирования на имплантатах.

	Металлокерамика (недрагоценный металл)	Диоксид циркония
Нет металла во рту	-	+
Гипоаллергенность	-	+
Естественная эстетика (по цвету и прозрачности)	-	+
Долговечность эстетики	-	+
Здоровье десен	-	+
Защита от кариеса под коронкой	-	+
Защита зубов от реакции на холод/тепло	-	+
Компьютерная точность конструирования и изготовления	-	+

В комплект системы Zirkonzahn входит большое количество циркониевых блоков разного размера и разной высоты - от 16 мм и 22 мм. Сила излома циркония равна 1200 МПа (для сравнения сила

излома человеческого зуба - 160 МПа). Прочность циркония составляет 10 МПа*м^{1/2}. Это позволяет удовлетворить практически любые запросы зуботехнической лаборатории, предназначенных для изготовления как одной протезной единицы, так и полнудговых протезов протяженностью до 16 единиц. Различают следующие типы блоков циркония: ICE Zirkon Transluzent и Prettau Zirconia

Оба эти вида диоксида циркония можно использовать для изготовления коронок и мостов. Благодаря своей высокой степени прозрачности zirconia Prettau в особенности подходит для изготовления мостов, состоящих полностью из диоксида циркония.

ICE ZIRCONIA

СОСТАВ		Спецификация
ZrO ₂ (+HfO ₂)	%:	Основной компонент
Y ₂ O ₃	%:	4.95 ~ 5.26
Al ₂ O ₃	%:	0.15 ~ 0.35
SiO ₂	%:	Max. 0.02
Fe ₂ O ₃	%:	Max. 0.01
Na ₂ O	%:	Max. 0.04
Плотность (г/см ³), спеченный		6,05
Твердость (HV10)		>1250
Модуль Вейбулла		> 15,84
Прочность на изгиб R.T. (МПа) Transl.		>1400 (МПа)
Прочность на изгиб R.T. (МПа) Prettau		>1200 (МПа)

Prettau Zirconia - цирконий с повышенной прозрачностью.

В случае, если при изготовлении реставрации нет достаточного места для размещения керамической облицовки или же пациенту устанавливают цельнокерамический протез с искусственной десной, компания Zirkonzahn предлагает циркониевый материал с чрезвычайно высокой прозрачностью, достигаемой благодаря улучшенной микроструктуре материала. Этот материал позволяет изготавливать коронки и мостовидные протезы из цельного диоксида циркония, избегая при этом сколов и растрескивания керамики. Моделирование и фрезерование зубов проводится обычными методами, однако окрашивание выполняется с помощью специальных жидких красителей Colour Liquid, а при обжиге в печи применяется специально разработанная программа обжига. Прочность на изгиб спеченного циркониевого каркаса хотя и снижается на 10 %, однако позволяет изготавливать массивные каркасы за счет исключения из рабочего процесса этапа послойного нанесения керамики. Таким образом, прочность увеличивается более чем на 200 %. Обжиг материала проводится при температуре 1600° C

Повышенная прозрачность достигается за счет улучшенной микроструктуры диоксида циркония
Отсутствует сколы и растрескивания керамики

Прочность на изгиб увеличивается до 200 % благодаря исключению процесса послойного нанесения керамического покрытия

Применение специальных жидких красителей гарантирует получение идеального оттенка

Уменьшение трудозатрат за счет копирования жевательной поверхности непосредственно с модели (преимущественно при изготовлении мостовидного протеза системы Prettau).

ICE Zirkon Transluzent (прозрачный)

Диоксид циркония (тетрагональный поликристаллический оксид циркония, частично стабилизированный оксидом иттрия) представляет собой высокотехнологичный керамический материал, который еще с 70-х годов с успехом применяется в ортопедии для изготовления суставных головок. В ортопедической стоматологии диоксид циркония применяется для изготовления практически всех видов реставраций. Среди применяющихся сегодня в стоматологии видов керамики керамика на основе диоксида циркония, стабилизированного иттрием, без сомнения, является материалом, обладающим высочайшей прочностью на излом и трещиностойкостью. Предлагается в 14 различных формах циркониевых штампов и в трех вариантах по высоте: 16 мм, 22 мм и 30 мм

Colour Liquid (Prettau) - жидкости для окрашивания диоксида циркония перед синтеризацией. Жидкие красители Colour Liquid служат для окрашивания готовых отфрезерованных и обработанных каркасов из диоксида циркония до спекания. Окрашивание изделий из диоксида циркония системы Prettau выполняется с помощью кисточки, в состав которой не входят металлические детали. Выдержка в течение 10 секунд достаточна для однородного прокрашивания диоксида циркония. Последующая

технологическая операция, а именно помещение каркаса под сушильную лампу, необходима, чтобы избежать повреждения нагревательных элементов печи для обжига в результате воздействия на них содержащейся в жидких красителях Colour Liquid кислоты и появления при обжиге на циркониевых конструкциях желтого налета. Имеются 16 жидких красителей Colour Liquid, которые охватывают полную палитру оттенков по шкале Vita. В процессе обжига происходит окончательное закрепление цвета. Разбавитель служит для осветления красящей жидкости. Стабилизатор – для улучшения цвета.

Масса керамическая для напекания на цирконий ICE Zirkon Ceramic. Керамика ICE — это стеклокерамика с температурой обжига 820 °С, прочностью на изгиб около 90 МПа и коэффициентом теплового расширения 9,6. Диоксид циркония и используемая для него керамика могут подвергаться обжигу сколь угодно часто, поскольку керамика ICE идеально совместима с диоксидом циркония, а опасность появления трещин отсутствует, поскольку коэффициент теплового расширения стеклокерамики не меняется даже после многократного обжига. В отличие от металлокерамики в данном случае не используются опак, поэтому образования пузырей не происходит. Керамические работы, наплавленные на диоксид циркония, лучше смотрятся прежде всего в шеечной области, поскольку из-за отсутствия металла и благодаря полупрозрачности диоксида циркония не происходит образования теней, а это в свою очередь не приводит к посинению десен. Допуски по краям составляют около 35 мкм, и благодаря тому, что используемый диоксид циркония имеет цвет зубов, края можно не облицовывать. В случае тонких каркасов (до 0,5 мм) из-за их прозрачности следует использовать стеклоиономерный цемент, а если толщина каркаса превышает 0,6 мм, то для цементирования можно использовать и фосфатцемент. Набор керамических масс состоит из 16 оттенков шкалы цветов Vita.

Краска для керамики и циркония Ice Zirkon Stains. Набор красителей Zirkonzahn состоит из 10 красителей различного цвета, которые можно наносить на поверхность коронки или смешивать с керамической массой. Кроме того, в набор входит глазуровочная масса и специальная глазуровочная жидкость. Обработка красителей, также как и керамики, выполняется при 820° С. Они составлены таким образом, что в сочетании с циркониевой керамикой ICE позволяют добиться наилучшего эстетического результата. Кроме того, коэффициент термического расширения красителей также полностью соответствует коэффициенту термического расширения керамики

Пластмасса полиуретановая самополимеризующаяся Frame A&B используется для создания композитных пластин, необходимых для крепления моделей.

Композитный материал Rigid Используется для моделирования композитных колпачков (для граней) для бугров окклюзионной поверхности, не для граней)

4.3 Оборудование

Общие сведения о CAD/CAM системах. CAD-системы (computer-aided design компьютерная поддержка проектирования) предназначены для решения конструкторских задач (более привычно они именуются системами автоматизированного проектирования САПР). Как правило, в современные CAD-системы входят модули моделирования трехмерной объемной конструкции (детали) и оформления чертежей и текстовой конструкторской документации (спецификаций, ведомостей и т.д.). Ведущие трехмерные CAD-системы позволяют реализовать идею сквозного цикла подготовки и производства сложных промышленных изделий. В свою очередь, CAM-системы (computer-aided manufacturing компьютерная поддержка изготовления) предназначены для проектирования обработки изделий на станках с числовым программным управлением (ЧПУ) и выдачи программ для этих станков (фрезерных, сверлильных, эрозионных, пробивных, токарных, шлифовальных и др.). Внедрение технологии CAD/CAM в зубопротезирование позволяет изготавливать конструкции с высокой точностью и предсказуемо воспроизводимым качеством, и сводит «человеческий фактор» к минимуму. Сначала поверхность модели должна быть сканирована и конвертирована в цифровое изображение для компьютерной обработки. Сканирование поверхности модели проводится с применением техники лазерного сканирования. Затем с помощью соответствующего компьютерного обеспечения проводится цифровое моделирование керамического каркаса, после этого данные для фрезерования передаются в соответствующий фрезерный станок (CAD/CAM 5-TEC система), и каркас вытачивается из промышленной заготовки оксида циркония.

Система CAD/CAM 5-TEC. Технология синхронного фрезерования в 5 осях одновременно. В основе технологии лежит передовая система взаимно перемещающихся осей и наконечников. Наконечники перемещаются по шине в 2 направлениях: вверх-вниз и вперед-назад; фиксатор блока устроен по принципу «глобуса» и имеет 3 степени свободы — может вращаться вокруг своей оси в 2 плоскостях, а также перемещаться в горизонтальной плоскости относительно наконечников. Такая

технология позволяет легко обрабатывать любые, в том числе труднодоступные участки изделия и обеспечивает простую и быструю обработку изделия даже при налегании зубов друг на друга или при расхождении зубов.

Отличие от других систем . В отличие от традиционных «4+1»-осевых систем, где фрезерование происходит по заранее запрограммированным траекториям, которые нельзя скорректировать, новая 5-осевая система постоянно рассчитывает оптимальный путь ведения фрезы каждого наконечника относительно блока. Таким образом, вопреки основным правилам математики, в технологии фрезерования «4+1» оси не равняются 5 осям!

Компоненты системы Система CAD/CAM 5-TEC:

- Пятиосный фрезерный станок M5 синхронной обработки с компьютерным управлением, с двумя наконечниками и измерением фрезы;
- Полностью автоматизированный оптический сканер модели S600;
- Программное обеспечение для сканирования, моделирования и фрезерования;
- Персональный компьютер с монитором;
- Печь для обжига циркония Zirconofen;

Мануальная система и ее компоненты

Аппарат Zirkograph 025Eco применяется для ручного изготовления коронок и мостовидных протезов из диоксида циркония. Прибор отличается широким диапазоном технологических операций: абатменты всех типов, балочные конструкции, мостовидные протезы с окклюзионной винтовой фиксацией из цельного диоксида циркония, а также телескопические коронки.

Для работы на аппарате Zirkograph 025 ECO необходимо также следующее оборудование и материалы:

- Печь для обжига циркония Zirconofen;
- Вытяжное устройство Zirkonair 960
- Лампа сушильная Zirkonlampe 250
- Лампа фотополимеризационная Quic k Lamp
- Боры для обработки циркония (Milling Burs);
- Щупы (Stylus);

Описание компонентов мануальной системы

Аппарат Zirkograph 025Eco. В основе действия механизма аппарата механической обработки блоков, выпускаемого компанией Zirkonzahn, Zirkograph 025Eco лежит принцип пантографа, изобретенного в 1603 году Кристофом Шейнером. Слово "пантограф" происходит от греческого и в дословном переводе означат "все пишущий". Это — прибор, служащий для перечерчивания чертежей в более крупном или мелком масштабе. Это машина с пятью осями, откалиброванными так, чтобы изделие, полученное шлифовкой, превышало на 20% размеры исходной полимерной структуры. Это делается для того, чтобы компенсировать обжиговую усадку диоксида циркония. Для обработки блоков используются 5 разных боров для последовательного выполнения шлифовки (от № 4 к № 0,5), а также два бора разного размера для обработки поднутрений и два бора для шлифовки абатментов. Каждый бор заканчивается двумя разными захватами, один из которых предназначен для пассивного, а другой – для плотного прилегания инструмента.

Нередко имплантаты находятся в не идеальном для фрезеровки положении, так как между ними отсутствует параллельность. Поэтому была разработана система (пятиосевая), обеспечивающая одновременный поворот правой и левой плоскости для поиска идеальной горизонтальной и вертикальной оси (90°), которая будет согласовываться с фрезеровкой соединительных областей и проходами абатментов.

Преимущества:

- высочайшая точность и качество обработки;
- погрешность обработки на приборе Zirkograph 025 ECO составляет менее 0.01 мм;
- система позволяет обрабатывать любые виды заготовок, поскольку за счет гибкой системы фиксации заготовок длина и размер заготовки не играют никакой роли;
- эффективное использование заготовки: индивидуальная система приклеивания моделей позволяет сократить затраты на материал.

Вытяжное устройство Zirkonair 960. Вытяжное устройство предназначено для удаления мелкодисперсной пыли, которая образуется при обработке предварительно спеченных заготовок из диоксида циркония.

Печь для обжига циркония Zirconofen (или агломерационная печь) представляет собой блок управления и камеру обжига, объединенные в одном корпусе. В нее можно поместить до 20 единиц

протезов. Другим преимуществом является низкое энергопотребление, составляющее всего 700 Вт. Благодаря этому данная печь не требует промышленного штепсельного разъема и подключается к обычной бытовой розетке 230 В. Агломерация — это спекание циркония, которое происходит при температуре прибл. 1500°C. При этом происходит так называемая «усадка», т. е. уменьшение всех размеров на 20 % — именно эта величина закладывается в расчете размеров при фрезеровании протезов.

Фотополимеризационная лампа Quick Lamp - это светоотверждающее устройство, используемое для фотополимеризации композитных материалов. Это устройство предназначено для отверждения используемого при моделировании композитного материала Rigid. Полимеризационная лампа Quick оснащена сенсором, обеспечивающим бесконтактное включение лампы.

Сушильная лампа 250 - это теплоизлучающая инфракрасная лампа. Она используется для сушки предварительно погруженных в красильную жидкость циркониевых каркасов, чтобы предотвратить повреждения нагревательных элементов агломерационной печи, могущие возникнуть от кислоты, содержащейся в красильной жидкости.

Боры. Придание формы, грубая обработка, точная обработка, выточка внутренних канавок и бороздок. Имеется широкий выбор фрез для каждого этапа обработки.

Щупы. Служат для сканирования размеров моделей из композитных материалов.

Используется в паре с соответствующей фрезой.

5. Этапы работы

Клинические этапы	Лабораторные этапы
1-ый клинический этап: получение оттисков	1-ый лабораторный этап: изготовление и отливка разборной модели, прикусные валики
2-ой клинический этап: Определение центральной окклюзии	2-ой лабораторный этап: Фиксация в окклюдатор, дублирование макета композиционным материалом Rigid.
3-ий клинический этап: Припасовка композитной конструкции в полости рта пациента	3-ий лабораторный этап: Отливка заготовки из самополимеризующейся пластмассы Frame. Вклейка конструкции, установка циркониевого блока. Фрезеровка, выделение работы из блока, корректировка в области шейки. Прокраска каркаса, синтеризация
4-ый клинический этап: Припасовка каркаса	4-ый лабораторный этап: Нанесение металлокерамики
5-ый клинический этап: Припасовка металлокерамической конструкции	5-ый лабораторный этап: Глазуровка, подкраска

Изготовление фреймового шаблона

1. Тщательно перемешать содержимое банок А и В, затем перелить все в разные емкости.

2. Обработать форму разделительным спреем.

3. Смешать необходимое количество фрейма А и фрейма В, в пропорции 50:50

4. Заливаем форму получившейся смесью.

5. Через 4 часа достаём готовые шаблоны.

Изготовление конструкции из композита

1. На обработанном штампике блокируем острые выступы и поднутрения, затем смазываем штампик вазелином.

2. Моделируем композитом каркас (полимеризуем под лампой).

Фиксация композитной конструкции в шаблоне

1. Фиксируем шаблон при помощи гель-клея АТАК и спрея-катализатора

2. Размечаем на шаблоне контуры каркаса, намечаем где будут коннекторы.

2. Вырезаем из шаблона «лишнее», тот объем шаблона куда будем фиксировать каркас.

3. Устанавливаем каркас в получившееся место и фиксируем при помощи гель-клея АТАК и спрея-катализатора.

Установка шаблона и циркониевого блока в циркографе.

1. Устанавливаем в правый отсек циркографа шаблон с каркасом, фиксируем.

2. Примеряем циркониевый блок, чтоб наш каркас «вписывался» в него, фиксируем циркониевый блок в левом отсеке циркографа.

Фрезеровка

1. Устанавливаем в правый держатель- перо, в левый держатель –фрезу.
2. Начинаем с диаметра 4 потом 2 потом 1 и если необходимо то 0,5.
3. Фрезеруем .
4. Аккуратно срезаем коннекторы.
5. Тщательно сдуваем пыль.

Предварительная раскраска производится красками, в зависимости от необходимого цвета, затем сушка под лампой Zirkonlampe 250 в течении 40-60 минут.

Устанавливаем на поддон, накрываем керамическим колпаком и ставим печь для синтеризации на необходимую программу.

Тема №7

Методика протезирования СВW, вантовое протезирование, протезирование со стеклянными опорами.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Методика протезирования СВW	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким , Смоленск 2006г.
2. Вантовое протезирование, протезирование со стеклянными опорами.	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.

2. Студент должен знать:

1. Методика протезирования СВW	
2. Вантовое протезирование, протезирование со стеклянными опорами	
	<p>«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.</p>

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	
2.Провести осмотр полости рта.	
6. Протезировать больных с использованием методики протезирования СВW	
	<p>«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.</p>

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала,	Плакаты, слайды, компьютерные

демонстрация на больном.	демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

В последние годы проблема замещения дефектов зубных рядов малой протяженности, ограниченных интактными зубами, является одной из актуальных в современной ортопедической стоматологии. Стремление максимально сохранить анатомическую целостность опорных зубов и их пульпу, эмаль и зубодесневое соединение, имеющие важное значение для долговременного функционирования протезов, привело к появлению в современной ортопедической стоматологии конструкций альтернативных традиционным мостовидным протезам, среди которых можно выделить следующие: вантовые мостовидные протезы, мостовидные протезы на вкладках, адгезивные (Rochette, Maryland) мостовидные протезы и коронки на имплантатах. Однако все эти конструкции имеют ряд недостатков, ограничивающих их применение при интактных опорных зубах.

Вантовые мостовидные протезы не подходят для решения данной проблемы, так как являются лишь хорошими временными конструкциями.

Недостатками мостовидных протезов на вкладках большинство авторов считает возможность развития кариеса и утрату ретенции, в связи с жесткой фиксацией при микроподвижности опор (E. Bauer, 1967; D.H. Roberts, 1970; E.M. Sobkowiak, 1981).

Адгезивные (Rochette, Maryland) мостовидные протезы всегда будут иметь высокий процент расцементировок по тем же причинам, что и мостовидные протезы на вкладках, а также из-за невозможности создания параллельности при препарировании ретенционных углублений. Так же фактически в 100% случаев при примерке каркасов требуется коррекция конструкции, что нарушает прецизионность ее прилегания и неизменно ведет к расцементировке (A meta-analysis of two different trials on posterior resin-bonded bridges, Verzijden CWJGM, Creugers NHJ, Journal of Dental Research 1994). Кариес даже не успевает начаться.

Использование имплантатов не всегда приемлемо, так как требуется процедура хирургического вмешательства и длительная послеоперационная реабилитация (от 3 до 6 месяцев). Так же не маловажен финансовый аспект и страх пациента перед операцией.

Так же врачу следует учитывать возросшую информированность пациентов и осознанное отношение к своему здоровью, что обуславливает отказ от ряда конструкций и поиск наиболее щадящих, малоинвазивных и биосовместимых методов лечения.

Учитывая вышеизложенное, следует обратить внимание на использовании системы CBW, которая позволяет заместить дефект зубного ряда при отсутствии 1-2 зубов, минимально инвазивным способом, без препарирования под коронку.

Система CBW (Crownless Bridge Works) – это мостовидные конструкции без традиционного препарирования опорных зубов. Система была разработана в Голландии и имеет более чем 20-летний клинический опыт.

Система CBW включает в себя следующие специфические части: три типа титановых замков, циркониевые замки, наконечник для препарирования микроканала с микроборами, лабораторные части.

Суть методики заключается в формировании в опорных зубах микроканалов длиной 1,6-1,8 мм с диаметром 1,0-1,2 мм, специальным микроугловым наконечником и микробором, в которых адгезивно фиксируются микрозамки CBW (патрицы). В промежуточной части (фасетке) устанавливаются матрицы. Соединение патрицы с матрицей может быть жестким или лабильным (при использовании торсионных замков).

Существуют следующие показания к применению системы CBW:

- отсутствие 1-2 зубов во фронтальной или жевательной областях на н/ч или в/ч;
- временная конструкция на период приживления имплантата.

Следует выделить и ряд противопоказаний:

- большие размеры пульпарной камеры зуба;
- низкие клинические коронки опорных зубов;
- расстояние между опорными зубами менее 5 мм;

- применение консольных мостовидных протезов;
- несостоятельность твердых тканей;
- отсутствие более 2 зубов.

Далее рассмотрим клинико-лабораторные этапы изготовления СВW протеза с торсионным соединением.

Первым и очень важным этапом является диагностика и планирование. Необходимо с полной ответственностью подойти к данному этапу.

Проводится рентгенограмма опорных зубов для точной оценки пульпарной камеры и состояния периодонта, далее получение и анализ диагностических моделей с целью проведения параллелометрии и определения типа замка.

Правильный выбор замка определяется формой и размером апроксимальной поверхности опорного зуба. Во всех случаях край замка должен отстоять по крайней мере на 1 мм от десневого края.

Затем проводится определение цвета реставрации.

В лаборатории с помощью параллелометра и беззольной пластмассы изготавливают шаблон для препарирования проксимальных поверхностей.

Шаблоны переносят в полость рта, с целью создания параллельных площадок для установки замков, что обеспечит параллельность введения. Параллельное выравнивание апроксимальных поверхностей опорных зубов проводится перпендикулярно окклюзионным, используя цилиндрический финишный алмазный бор. Стоит отметить, что параллельность является одним из залогов успеха вмешательства при использовании технологии СВW.

Однако не всегда представляется возможным установить замки строго параллельно между собой. Система СВW позволяет решить эту проблему за счет применения торсионного подвижного соединения.

Далее проводится позиционирование - определение местоположение тела замка для чего используется маркер с несмываемыми чернилами, чтобы отметить точную позицию центра замка. Он должен располагаться на апроксимальной поверхности немного лингвально от середины, на 1 мм выше десневого края. Необходимо убедиться в том, что замки находятся напротив друг друга.

Следующий этап - Препарирование микроканалов для замков.

В начале проводится предварительное препарирование эмали в отмеченной точке с помощью круглого бора (0.9мм), на небольшую глубину, что позволит правильно расположить СВW-микробор.

Затем приступают к препарированию микроканалов, для чего применяются специальные стандартизированные СВW-боры. Во время препарирования необходимо следовать следующим рекомендациям:

- необходимо убедиться, что бор находится перпендикулярно к препарированной поверхности;
- работать применяя водное охлаждение;
- очищать бор и поверхность зуба после каждого этапа;
- никогда не использовать один бор для препарирования более двух микроканалов.

Перед цементированием необходимо проверить посадку СВW-замков: замок должен идеально ровно располагаться на апроксимальной поверхности зуба.

Для цементирования используется СВW 3-компонентная бондинговая система и СВW-цемент, специально разработанные для цементирования СВW замков.

После фиксации замков одеваются слепочные колпачки, которые переходят в оттиск. Может быть использован только силиконовый оттиск.

После получения лабораторией от врача оттисков устанавливаются пластмассовые аналоги замков, они фиксируются в слепочной массе, чтобы при заливке гипсом они не деформировались и не сдвинулись с места.

Далее отливаются модель с точной копией этих замков, выполненных из пластмассы. После получения модели на пластмассовые аналоги надеваются металлические торсионы, а сверху пластиковые колпачки, которые впоследствии выгорают.

Далее следует этап воскового моделирования, пластиковые колпачки уходят в воск, после чего приступают к отливке и припасовке каркаса.

Из нюансов лабораторного этапа стоит отметить следующее: для обеспечения дополнительной гарантии устойчивости конструкции требуется создать антиротационный элемент. Возможно произвести минимальное сошлифовывание для позиционирования такого элемента в виде лапки. Теоретически эту лапку по желанию пациента можно облицевать керамикой. Но поскольку лапка формируется с оральной поверхности, то эстетически приемлемо оставить ее необлицованной.

Убедившись в точности посадки, переходят к послойному нанесению керамики обычным способом.

После финальной полировки лишь на последнем этапе в конструкцию вставляются металлические втулки. Образуется торсионное соединение выполняющее роль стресс-брейкера, компенсирующего физиологическую микроподвижность опорных зубов.

Соответственно отсутствуют микросмещения, приводящие к расцементировкам адгезивных конструкций

Дальнейшим и окончательным этапом работы является установка готового протеза.

В заключение хотелось бы отметить неоспоримые преимущества СВW системы:

- для постановки СВW необходимо минимальное препарирование опорных зубов, что снижает риск повреждения пульпы до минимума;
- не происходит травмирования маргинального периодонта опорных зубов;
- осуществляется меньшее вмешательство в окклюзионные взаимоотношения, поскольку окклюзионные поверхности опорных зубов не препарированы;
- лечение обратимое, так как возможно проведение починки;
- отсутствует необходимость хирургического вмешательства – имплантации;
- короткие сроки лечения и минимальные финансовые затраты;
- простота гигиенических манипуляций.

Тема №8
IPS-Empress методика.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Комплексное планирование ортопедического лечения с помощью CAD/CAM-технологий.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким , Смоленск 2006г.
2. Стереолитография (МСКТ)	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.
3. Лазерная доплерография.	Лучевая диагностика в стоматологии : национальное руководство по лучевой диагностике / под ред. С.К. Тернового, А.Ю. Васильева, Д.А. Лежнева. – М. : Гэотар Медиа, 2010. –288 с.

2. Студент должен знать:

1.Современные методы лечения патологии твердых тканей зубов с использованием CAD-CAM технологий	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2. Стереолитография.	
3. Показания к лазерной доплерографии.	

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2.Провести осмотр полости рта.	
3.Определить локализацию и	
3.Определить микроциркуляцию в тканях пародонта методом лазерной доплерографии..	
5.Использовать CAD-CAM технологий в лечении дефектов зубных рядов. .	

4. Вопросы для контроля знаний.

9. Материалы для изготовления зубных протезов по CAD/CAM-технологии.
10. Опишите CAD/CAM-реставрации при протезировании на имплантатах.
11. Опишите методику фрезирования.
12. Стереолитография.

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

В настоящее время наиболее актуальными вопросами ортопедической стоматологии являются вопросы использования эстетических конструкций из биосовместимых материалов. Достижением в этой области являются керамические системы.

Уникальной является методика получения керамических вкладок с помощью компьютера. К данной технологии относят Ceges-систему. С помощью специального метода оптического обследования за миллисекунды фотокамера создает так называемый оптический слепок, параметры которого закладываются в память компьютера. Специальный фрез-прибор готовит позитивную форму препарированной культи зуба из специальной керамической заготовки. Преимущества данной технологии в том, что используются высококачественные промышленно-подготовленные заготовки и вкладку можно изготовить в одно посещение. Недостаток этого метода в том, что форму окклюзии создает стоматолог путем шлифования.

ЭТАПЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВКЛАДОК ИЗ МАТЕРИАЛА JPS-IMPRESS CEM KIT.

В основе данной разработки лежит метод керамики, так называемая «компрессная керамика», усиленная кристаллами лейцита. Полученный в результате многоступенчатого производства порошок-полуфабрикат прессуется в вальцованные заготовки, оформляемые в специальных печах в нужную форму вкладки, которая затем обжигается. По сравнению с другими методами изготовления цельнокерамических конструкций система JPS Empress обеспечивает высокую прочность на излом, отсутствует усадка после процесса прессования, дорогостоящий этап керамизации не нужен.

Главные преимущества вкладок из безметалловой керамики системы JPS Empress в том, что они максимально эстетичны, имеют оптимальное краевое прилегание, идеально восстанавливают анатомическую форму зуба и не вызывают аллергических реакций, так как изготовлены из биосовместимого материала. Недостатком этих вкладок является их хрупкость, что нужно учитывать с вкладкой, как в лаборатории, так и при фиксации в полости рта пациента.

А. Клинические этапы изготовления.

1-ый этап:

- определение цвета с помощью расцветки Chromascop до препарирования зубов;
- обезболивание и препарирование полости под вкладку;
- наложение прокладки для изоляции пульпы;
- получение двуслойного оттиска;

2-ой этап:

- припасовка в полости рта, подготовка полости для фиксации;
- подготовка вкладки для фиксации, фиксация вкладки с помощью системы Variolink;
- окончательная обработка, финирирование, полирование вкладки.

Б. Технические этапы изготовления.

1-ый этап:

- изготовление двух моделей: рабочей разборной из супергипса и вспомогательной из твердого гипса;
- загипсовка моделей в артикулятор;

- моделирование вкладки из твердого воска на рабочей модели в артикуляторе.

2-ой этап:

- составление литникового дерева и формовка его огнеупорной поковочной массой;
- этап литьевого прессования керамики;
- освобождение литникового дерева от поковочной массы и удаление литников.

3-ий этап:

- припасовка вкладки на модели в артикуляторе;
- нанесение на наружные поверхности вкладки эмалевого слоя и транспаранта из набора JPS Classic;
- нанесение красителей и глазурование.

IPS e.max ZirPress < это фторapatитовые стеклокерамические заготовки для технологии напрессовки на оксид циркония. Кристаллы фторapatита, содержащиеся в материале, имеют различный размер, что обеспечивает оптимальное соотношение прозрачности, опалесцентности и яркости реставраций. Это, в свою очередь, позволяет полностью маскировать менее прозрачный оксидциркониевый каркас зубного протеза. Техника напрессовки сочетает в себе преимущества технологии прессования (точность краевого прилегания) и CAD/CAM (фрезерование оксида циркония). IPS e.max ZirPress можно напрессовывать как на одиночные колпачки, так и каркасы многосвязных мостовидных протезов из IPS e.max ZirCAD. Не нужно много времени и усилий для прессования IPS e.max ZirPress на оксидциркониевые каркасы, используя испытанную технологию прессования. Каркасы, на которые напрессовывается IPS e.max ZirPress, демонстрируют высокую прецизионность и термостойкость керамического плеча. Для индивидуализации реставраций их можно как окрашивать, так и облицовывать с помощью IPS e.max Ceram. Изготовленные при помощи этих материалов реставрации характеризуются великолепной эстетикой и функциональностью, а также экономической эффективностью и полностью удовлетворяют индивидуальным требованиям пациентов.

Применение

Показания

- Напрессовка на одиночные колпачки из IPS e.max ZirCAD
- Напрессовка на каркасы многосвязных мостовидных протезов из IPS e.max ZirCAD
- Напрессовка на каркасы мостовидных протезов с опорой на вкладки из IPS e.max ZirCAD
- Напрессовка на супраструктуры имплантатов из IPS e.max ZirCAD (каркасы одиночных реставраций и мостовидных протезов)
- Напрессовка на каркасы, опоры и супраструктуры имплантатов, изготовленных из спеченного оксида циркония или оксида циркония, полученного горячим изостатическим прессованием с КТР в диапазоне $10,5 < 11,0 \times 10 < 6 \text{ К} < 1$ ($100 < 500$ °C)

- Виниры

Противопоказания

- Не следует прессовать материал на оксидциркониевые каркасы с несоответствующим КТР
- Не следует прессовать материал на предварительно спеченные оксидциркониевые каркасы
- Очень глубокое поддесневое препарирование
- Пациенты со значительно уменьшенным числом зубов
- Бруксизм

Важные ограничения в обработке

Несоблюдение следующих ограничений может поставить под угрозу результаты, полученные с применением IPS e.max ZirPress:

- Каркасы и их перемычки из IPS e.max ZirCAD должны удовлетворять минимальным требованиям к толщине
- Нельзя прессовать IPS e.max ZirPress без использования циркониевого подслоя IPS e.max Ceram ZirLiner
- Нельзя изготавливать реставрации из IPS e.max ZirPress без оксидциркониевого каркаса (за исключением виниров)
- Не используйте другую керамику для облицовки (только IPS e.max Ceram)
- Толщина напрессованной керамики должна удовлетворять минимальным требованиям

- Нельзя прессовать на металлические каркасы
- Не прессуйте на оксидциркониевые каркасы, которые не соответствуют требованиям к минимальной толщине каркаса и его перемычек

Побочные эффекты

Материал не следует применять при наличии у пациента аллергии к любому из компонентов IPS e.max ZirPress.

Концепция заготовок

Цвет и прозрачность заготовок IPS e.max ZirPress основаны на уникальной концепции полупрозрачности/опаковости. Гибкость концепции позволяет работать в системе цветов A<D и Bleach BL. Заготовки IPS e.max ZirPress выпускаются 3 степеней прозрачности. Дополнительные заготовки IPS e.max ZirPress Gingiva предназначены для изготовления десневой части реставрации, например, протезов с опорой на имплантаты. Различные уровни прозрачности в концепции определяются показаниями и областью применения для достижения максимальной гибкости и универсальности. Индивидуальная степень opakовости и полупрозрачности легко определяется цветовым кодированием и облегчает выбор необходимой заготовки.

IPS e.max ZirPress HT (High Translucency = высокой прозрачности)

Эти заготовки выпускаются 9 наиболее популярных A<D цветов и 4 Bleach BL цветов. Благодаря своей полупрозрачности заготовки идеально подходят для прессования в полно<анатомическом объеме на оксидциркониевые каркасы (техника окрашивания). Индивидуализация и глазуровка проводится с помощью пастообразных(Shades), порошковых (Essence) красителей и глазури IPS e.max Ceram. При необходимости коррекция проводится при помощи масс IPS e.max Ceram.

IPS e.max ZirPress LT (Low Translucency = низкой прозрачности)

Эти заготовки выпускаются 9 наиболее популярных A<D цветов и 4 Bleach BL цветов. Благодаря своей полупрозрачности заготовки идеально подходят как для техники редуцирования, так и для техники окрашивания. После напрессовывания редуцированная часть моделируется с помощью масс режущего края (Incisal) и импульс< масс (Impulse) IPS e.max Ceram. Индивидуализация проводится с помощью пастообразных(Shades) и порошковых (Essence) красителей.

IPS e.max ZirPress MO (Medium Opacity = средней opakовости)

Эти заготовки выпускаются 9 наиболее популярных A<D цветов и 4 Bleach BL цветов. Из<за своей opakовости заготовки идеально подходят для напрессовывания дентиновой основы или керамического плеча наоксидциркониевые каркасы. Затем реставрация индивидуально моделируется до полного объема массами IPS e.max Ceram.

IPS e.max ZirPress Gingiva (Десна)

Эти заготовки выпускаются двух цветов (G3 и G4). Особенно подходят для напрессовывания десневой части большого объема на оксидциркониевый каркас реставрации с опорой на имплантаты. Затем реставрация облицовывается массами IPS e.max Ceram, при этом точное краевой прилегание уже достигнуто за счет десневой части.



Печи для прессования

Programat EP 5000 < это комбинированная печь, которая может применяться как для прессования, так и для обжига керамики. Печь имеет большой цветной сенсорный дисплей высокого разрешения. Модуль оптической индикации состояния < OSD (Operating Status Display) показывает текущий режим работы. Печь оснащена нагревательным муфелем с технологией QTK, которая обеспечивает оптимальные результаты обжига и прессования. Новый механизм прессования с функцией интеллектуального прессования IPF (Intelligent Press Function) обеспечивает высококачественные результаты прессования за более короткое рабочее время. Система контроля растрескивания CDS (Crack Detection System) позволяет вовремя обнаружить трещины в муфельной системе и при необходимости прервать процедуру прессования.

Печь **Programat P700**

оснащена большим цветным сенсорным дисплеем высокого разрешения, который применяется для просмотра цветных цифровых фотографий пациентов и зубов. Модуль оптической индикации состояния < OSD (Optical Status Display) использует различные цвета для информирования пользователя о текущем состоянии печи. Поэтому

узнать о том, какой процесс идет в настоящее время в печи можно даже с расстояния. Печь оснащена нагревательным муфелем с технологией QTK, которая обеспечивает оптимальные результаты обжига



Подбор цвета

Правильный подбор цвета зуба является основой для естественно выглядящей реставрации. Для этого цвет определяется после очистки неотпрепарированного зуба или соседних интактных зубов. При этом принимаются во внимание индивидуальные особенности цвета зуба. Так, например, при планировании изготовления коронки необходимо определить и цвет пришеечной части зуба. Для достижения реалистичных результатов необходимо подбирать цвет при дневном освещении. Кроме того, у пациента не должно быть одежды интенсивных цветов и/или губной помады. В принципе следует помнить о том, что окончательный цвет реставрации зависит от особенностей цвета:

- Культы зуба
- Керамической заготовки
- Облицовочной керамики
- Материала для цементировки

Расцветка культевого материала IPS Natural Die Material

Используя расцветку культевого материала IPS Natural Die Material, стоматологи имеют возможность точно передать оттенок отпрепарированного зуба в зуботехническую лабораторию. Тем самым значительно облегчается изготовление высокоэстетичных цельнокерамических реставраций с учетом индивидуальных пожеланий пациента. Поскольку определяется цвет препарированного зуба, зубной техник имеет возможность контролировать цвет и яркость реставрации в процессе ее изготовления.



Особенности препарирования и минимальная толщина

Залогом успешного применения IPS e.max ZirPress является строгое следование рекомендациям по препарированию и соблюдение минимальной толщины каркаса из IPS e.max ZirCAD. **Одиночные коронки и трехзвеньевые мостовидные протезы**

Анатомическая форма зуба равномерно уменьшается, учитывая минимальную толщину реставрации. Препарируется циркулярный уступ со сглаженным внутренним углом или закругленный уступ<скос под углом $10 < 30^\circ$ к горизонтали: ширина кругового уступа должна быть примерно 1 мм. Оклюзионное разобщение должно составлять примерно 1,5 мм. Для передних коронок оральная и вестибулярная поверхности должны быть сошлифованы примерно на 1,2 мм. Толщина режущего края отпрепарированного зуба должна быть не менее 1 мм (геометрия фрезерующего инструмента) для обеспечения оптимального фрезерования во время CAD/CAM обработки.

Критерии моделировки каркаса

Правильная моделировка каркаса < ключ к успеху изготовления долговечных цельнокерамических реставраций. Чем больше внимания уделяется каркасу, тем лучше конечные результаты в лаборатории и клинике. Для этого необходимо соблюдать следующие принципы:

– **Материал каркаса - это высокопрочная основа реставрации, которая поэтому должна быть смоделирована таким образом, чтобы служить опорой бугоркам жевательных зубов и поддерживать форму всей реставрации в целом. Ребра жесткости и контрфорсы необходимо создавать, используя соответствующие инструменты программного обеспечения.**

– **При препарировании зубов на большую глубину, избыток свободного пространства должен быть скомпенсирован за счет каркаса, а не облицовочного материала.**

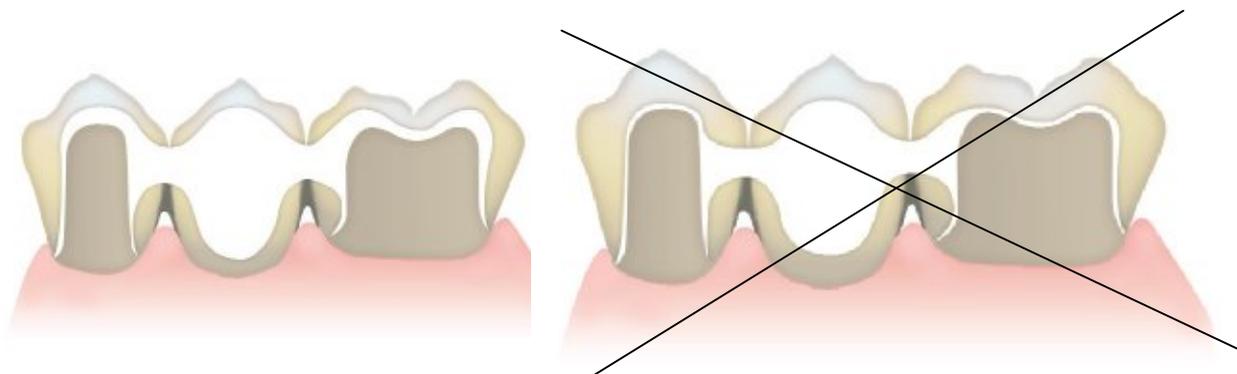
– При возможности размеры перемычки между зубопротезными единицами должны расширяться преимущественно в вертикальном направлении, а не в горизонтальном или сагитальном.

– Не всегда возможно создать перемычки требуемого размера в вестибуло<оральном направлении. В таких случаях следует увеличить перемычку в вертикальном направлении.

– **Сокращение толщины каркаса всегда приводит к потере прочности.**

– Установленные в программном обеспечении по умолчанию параметры < являются базовой рекомендацией. В зависимости от общей толщины реставрации может потребоваться коррекция этих параметров.

Передние зубы	Группа коронок	Группа коронок	Мостовидный протез из 3-х единиц	Мостовидный протез от 4 до 6 единиц с 2 фасетками	Консольный протез на 1 единицу
циркулярно	мин. 0,5 мм	мин. 0,5 мм	мин. 0,5 мм	мин. 0,7 мм	мин. 0,7 мм
По режущему краю	мин. 0,7 мм	мин. 0,7 мм	мин. 0,7 мм	мин. 1,0 мм	мин. 1,0 мм
Размеры перемычки	-	мин. 7 мм ²	мин. 7 мм ²	мин. 9 мм ²	мин. 12 мм ²
дизайн	Подобно форме зуба				



Цементировка

Для цементировки реставраций IPS e.max Вы можете использовать адгезивные композитные цементы из скоординированного ассортимента Ivoclar Vivadent.

Variolink® II / Variolink Veneer

Высокоэстетичный композитный цемент двойного твердения Variolink II успешно применяется более 10 лет и обеспечивает отличные клинические результаты. Светового твердения Variolink Veneer специально предназначен для адгезивной фиксации виниров, подчеркивая цвет и прозрачность реставрации.

Multilink® Automix

Универсальный композитный цемент двойного твердения обладает широким спектром показаний. Кроме того он обеспечивает очень прочное сцепление с поверхностью всех материалов.

Vivaglass® CEM

Стеклоиономерный цемент высокой полупрозрачности для традиционной цементировки керамических реставраций (литоум<дисиликатная и оксид<циркониевая керамика). Vivaglass CEM содержит особый транспарентный стеклонаполнитель для эстетичных результатов.

Техника окрашивания

Подготовка каркаса и нанесение циркониевого подслоя ZirLiner

Спеченный каркас из IPS e.max ZirCAD (подробности изготовления каркаса, пожалуйста, смотрите в инструкции по применению IPS e.max ZirCAD) припасовывается на модели. При изготовлении реставрации с керамическим плечом края коронок шлифуются до внутренней границы уступа. После необходимой коррекции толщина каркаса не должна быть меньше требуемого минимума. Затем выполните следующие шаги:

– Перед облицовкой каркас необходимо промыть в проточной воде или обработать паром.

– Нельзя подвергать каркас пескоструйной обработке частицами Al₂O₃, так как это повреждает поверхность.

– Перед моделировкой необходимо нанести подслой IPS e.max Ceram ZirLiner для достижения прочного сцепления, также как и эффекта глубины и флюоресценции.

– При прессовании керамики на каркасы из ZirCAD без использования ZirLiner, прочность сцепления очень мала, что в перспективе приведет к трещинам и сколам.

– Смешайте IPS e.max Ceram ZirLiner желаемого цвета с соответствующей жидкостью до кремообразной консистенции.

– Для изменения консистенции можно использовать моделировочную жидкость IPS e.max Ceram Build-Up Liquid (allround или soft) или жидкость для глазури и красителей IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquid (allround или longlife). Жидкости также могут быть смешаны друг с другом в требуемой пропорции.

– Нанесите ZirLiner на весь каркас, уделяя особое внимание краям реставрации. При необходимости реставрация вибрируется до достижения равномерного зеленоватого цвета. Если цвет слоя выглядит очень бледным, это говорит о его недостаточной толщине.

– Для более насыщенных по цвету областей применяются 4 интенсивных подслоя IPS e.max Ceram Intensive ZirLiner (желтого, оранжевого, коричневого и режущего края цветов).

– После этого нанесенный ZirLiner высушивается и обжигается.

– Толщина слоя IPS e.max Ceram ZirLiner после обжига должна составлять примерно 0,1 мм.



Восковая моделировка

Моделировка должна проводиться беззольным воском. Техника окрашивания осуществляется следующим образом:

– Модель изолируется традиционным сепаратором для гипса/воска.

– При помощи микрометра измеряется толщина каркаса из ZirCAD в разных точках и записывается.

– Каркас из ZirCAD с обожженным IPS e.max Ceram ZirLiner взвешивается (показатели записываются).

После окончания восковой моделировки это значение используется для определения массы воска.

– После этого каркас фиксируется на модели в правильном положении и приливается воском по границам.



– Проводится моделировка в полноанатомическую форму традиционным образом.

– Соблюдайте рекомендации по минимальной толщине воска

– 0,7 мм во избежание недопрессовки.

Установка литников

Всегда устанавливайте литники в направлении потока керамики и в самой массивной части восковки для обеспечения беспрепятственного перемещения вязкого керамического материала. Цоколь муфельной системы (100 г или 200 г) выбирается в зависимости от числа пакуемых одновременно объектов. Мостовидные протезы следует прессовать в 200 г муфельную систему. Необходимо соблюдать следующие рекомендации при установке литников:

	Одиночные коронки	Мостовидные протезы
Цоколь муфельной системы	100 и 200 г	Только 100 г
d воскового литника	3 мм	3мм
Длина воскового литника	Мин 3мм, макс 8мм	Мин 3 мм, макс 8мм
Длина воскового литника вместе с объектом	Макс 15-16 мм	Макс 15-16 мм
Точка присоединения литника	Самая толстая часть восковки	Каждая единица мостовидного протеза
Наклон литника к цоколю	45-60 ⁰	45-60 ⁰
Расстояние между объектами	Мин 3мм	Мин 3мм
Расстояние до силиконового кольца	Мин 10мм	Мин 10мм



Паковка

Паковка производится или в массу IPS PressVEST (например, на ночь) или массу IPS PressVEST Speed (в течение дня). Для этой цели используются соответствующие силиконовое кольцо IPS Silicone Ring и ограничитель паковки. Для точного определения массы воска рекомендуется следующая последовательность действий:

- Взвесьте цоколь (закройте отверстие цоколя воском).
- Установите объекты для напрессовки на цоколь и закрепите воском. Снова взвесьте.
- Масса воска подсчитывается вычитанием массы цоколя и каркаса ZirCAD из общей массы.

Подробности использования соответствующей паковочной массы, пожалуйста, смотрите в соответствующей инструкции по применению. Рекомендуется следующая последовательность действий:

- Не наносите сурфактант на восковые объекты.
- Смешайте паковочную массу. Паковочная масса содержит кварцевый порошок. Поэтому необходимо избегать вдыхания пыли.
- Используйте подходящий инструмент для смачивания паковочной массой мелких деталей. Не повредите тонкие края восковок.
- Осторожно установите силиконовое кольцо IPS Silicone Ring на цоколь без повреждения восковых объектов. Силиконовое кольцо должно устанавливаться заподлицо с цоколем.
- После этого осторожно заполните кольцо паковочной массой до маркировки и установите ограничитель вращательным движением.
- Не производите никакие манипуляции с силиконовым кольцом, пока паковочная масса не затвердела.
- Не используйте IPS PressVEST для паковки на выходные дни для предотвращения кристаллизации.



Прогрев опоки

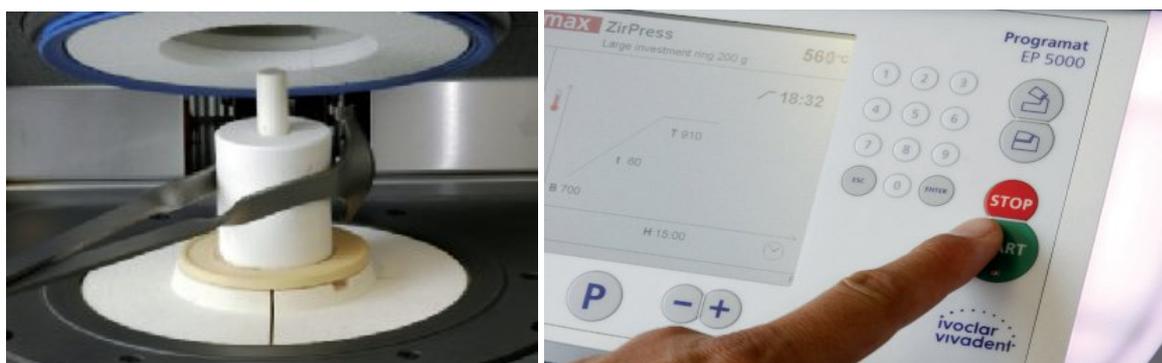
По окончании предусмотренного для соответствующей паковочной массы (IPS PressVEST или IPS PressVEST Speed) времени опока подготавливается к прогреву следующим образом:

- Удалите ограничитель и цоколь вращательными движениями,
- Осторожно выдавите опоку из силиконового кольца.
- Удалите неровности на нижней поверхности опоки гипсовым ножом и проверьте 90° угол.
- Остатки паковочной массы не должны попасть в литники. Продуйте воздухом при необходимости.
- При совместном прогреве нескольких опок, пометьте на них цвет заготовки.

Прессование

До окончания цикла прогрева опоки необходимо провести следующие подготовительные этапы:

- Подготовьте холодный алюмооксидный плунжер IPS e.max Alox Plunger и холодную заготовку IPS e.max ZirPress желаемого цвета.
- После этого погрузите холодный IPS e.max Alox Plunger в открытый сепаратор IPS e.max Alox Plunger Separator и держите наготове для использования.
- Выберите программу прессования для IPS e.max ZirPress. После окончания цикла прогрева опоки выньте ее из муфельной печи и выполните следующие шаги. На эти этапы должно уйти не более 1 минуты во избежание чрезмерного охлаждения опоки.
- Вставьте холодную заготовку IPS e.max ZirPress в прогретую опоку.
- Заготовку необходимо вставлять скругленным краем без маркировки внутрь. Сторона с маркировкой должна быть снаружи для повторного контроля цвета заготовки.
- Установите холодный IPS e.max Alox плунжер, покрытый порошком, в прогретую опоку.
- Поместите опоку в центр прогретой печи для прессования с помощью щипцов.
- Нажмите START для запуска выбранной программы.



Распаковка

После охлаждения до комнатной температуры (примерно 60 минут) на опоке могут появиться трещины. Эти трещины образуются (вокруг алюмооксидного плунжера) при охлаждении в результате разности КТР различных материалов (AlOx плунжер, паковочная масса и заготовка ZirPress). Они не оказывают отрицательного влияния на результат. Распаковку проводите следующим образом:

- Отметьте длину алюмооксидного плунжера на охлажденной опоке.
- Надрежьте опоку с помощью сепарационного диска. Эта предопределенная точка разлома обеспечивает надежное отделение плунжера и керамического материала.
- Разломите опоку по сделанному надрезу, используя гипсовый нож.
- Для распаковки всегда используйте полировочную дробь (грубая и окончательная распаковка)
- Для черновой распаковки используйте стеклянную полировочную дробь под давлением 4 атм (60 psi).
- Окончательная распаковка проводится стеклянной полировочной дробью под давлением 2 атм (30 psi).
- Не используйте Al₂O₃ для пескоструйной обработки.
- При распаковке держите наконечник пескоструйного аппарата в направлении, указанном на схеме, и соблюдайте необходимое расстояние, чтобы не повредить края реставрации.
- Остатки керамики на алюмооксидном плунжере удаляются частицами Al₂O₃ размером 100 микрон.

Удаление реакционного слоя

После окончательной распаковки реакционный слой, образовавшийся при прессовании, удаляется с помощью жидкости для травления IPS e.max Press Invex Liquid с последующей пескоструйной обработкой. Проводится следующим образом:

- Налейте жидкость Invex в пластиковый стакан.
- Погрузите отпрессованные объекты в жидкость Invex и включите ультразвуковую чистку минимум на 5 минут и максимум на 10. Убедитесь в том, что жидкость полностью покрывает объекты.
- После этого очистите объекты в проточной воде и высушите струей воздуха.
- Осторожно удалите белый реакционный слой частицами Al₂O₃ размером 100 микрон под давлением 1<2 атм (15<30 psi).
- Убедитесь в полном удалении реакционного слоя, как на наружной, так и внутренней поверхности объектов (при необходимости повторите процедуру).
- Неполное удаление реакционного слоя может привести к образованию пузырей, что приведет к нарушению сцепления или даже сколам облицовочной керамики.
- Меняйте жидкость Invex примерно через каждые 20 использований или после образования осадка.

Предупреждение

- Жидкость Invex содержит < 1 % плавиковой кислоты.
- Опасно при вдыхании, проглатывании и при контакте с кожей. Обладает разъедающим действием.
- Храните емкость плотно закрытой в хорошо проветриваемом помещении.
- При попадании в глаза немедленно промойте обильным количеством воды и проконсультироваться у офтальмолога.
- При попадании на кожу немедленно смыть мылом и обильным количеством воды.
- При работе с жидкостью используйте соответствующую защитную одежду, перчатки и очки.
- При несчастном случае или появлении физического дискомфорта немедленно обратитесь к врачу (при возможности покажите ярлык Invex).

Утилизация

- Всегда нейтрализуйте жидкость Invex
- Для нейтрализации используйте известь или пищевую соду. Время реакции < 5 минут.
- После этого вылейте жидкость в канализацию, смыв проточной водой.

Финишная обработка

Принципиально важно использовать правильный абразивный инструментарий для финишной обработки стеклокерамики. В противном случае возможно образование сколов или локального перегрева материала (пожалуйста, следуйте рекомендациям Ivoclar Vivadent относительно абразивного инструментария).

Для финишной обработки каркасов из IPS e.max ZirPress рекомендуется следующая последовательность действий:

- Увлажните область, подвергаемую обработке. Используйте мелкозернистый алмазный диск для отрезания литников. Припасуйте каркас на



модели.

- Необходимо избегать перегрева стеклокерамики. Рекомендуется низкая скорость и легкое давление при обработке. Пожалуйста, следуйте рекомендациям производителя абразивного инструментария.
- Загладьте места прикрепления литников.
- Не проводите дополнительную "сепарацию" каркаса дисками, так как это может привести к образованию нежелательных точек излома, которые, в свою очередь, снижают прочность цельнокерамической реставрации.
- Окончательно обработайте реставрацию алмазным инструментарием до достижения естественной формы и текстуры поверхности.
- Отпескоструйте реставрацию частицами Al₂O₃ под давлением 1 атм (15 psi) и промойте в проточной воде или обработайте паром перед окрашиванием и глазурованием.
- Некоторые пескоструйные аппараты требуют другого рабочего давления для выполнения этой процедуры.

Обжиг реставраций с каркасом из оксида циркония

- Несколько единиц (например, мостовидный протез с массивной промежуточной частью) препятствуют полному равномерному нагреванию в печи отдельных единиц.
- Глубина прогрева зависит от типа печи и размера камеры обжига.
- Для обеспечения адекватного прогрева скорость нагрева должна быть снижена на 5<10 °C (9<18 °F), а время выдержки должно быть увеличено на 30 секунд.
- Параметры обжига, указанные в инструкции по применению, справедливы для печей Ivoclar Vivadent (температурный допуск ± 10 °C/18 °F).
- При использовании печей других производителей может потребоваться корректировка температуры обжига.

Индивидуализация и обжиг красителей

Этот раздел описывает наиболее важные этапы индивидуализации и обжига красителей. Подробная информация о нано<фторапатитовой керамике и работе с ней приведена в инструкции по применению IPS e.max Ceram.

Перед проведением индивидуализации и обжига красителей реставрация должна быть очищена и обезжирена. После этого избегайте какой-либо контаминации. Обжиг проводите следующим образом:

- Для улучшения смачивания поверхности красителями можно слегка увлажнить реставрацию жидкостью для глазури и красителей IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquid.
- Смешайте пастообразные (Shade) или порошковые (Essence) красители с жидкостью для глазури и красителей IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquid (allround или longlife) до достижения желаемой консистенции.
- При необходимости более интенсивного окрашивания эффект достигается за счет нанесения нескольких тонких слоев вместо одного более толстого.
- IPS e.max Ceram Shade Incisal используется для имитации режущего края и полупрозрачности режущей трети зуба.
- Фиссуры и бугорки индивидуально окрашиваются с помощью красителей Essence.
- Проведите обжиг красителей при предусмотренных параметрах.

Глазуровочный обжиг

Глазуровочный обжиг проводится с глазурью в виде порошка, пасты или спрея. Рекомендуется следующая последовательность действий:

- Смешайте необходимую глазурь (IPS e.max Ceram Glaze в виде пасты или порошка) с жидкостью для глазури и красителей IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquid (allround или longlife) до достижения желаемой консистенции.
- Равномерно нанесите на всю поверхность реставрации.
- При необходимости более высокой флюоресцентности в пришеечной области используйте флюоресцентную глазурь (пасту или порошок).
- При случайном попадании спрея IPS e.max Ceram Glaze Spray на внутренние поверхности реставрации, перед обжигом удалите их сухой кисточкой. Пожалуйста, следуйте инструкции по применению глазури в виде спрея IPS e.max Ceram Glaze Spray.



– Проведите обжиг на сотовом лотке при предусмотренных параметрах.

Список используемой литературы:

1. Аньюзавис КД. Разработка и исследование керамики для зубных протезов. // Клиническая имплантология и стоматология, N 3, 1997 г. - Санкт-Петербург. - С. 49-55.
2. Кауфман С., Мусин М.Н. Принципы формирования окклюзии при реабилитации функции жевания после оральной имплантации. // Клиническая имплантология и стоматология, N 2, 1997 г. - Санкт-Петербург. - С. 38-42.
3. Мусин М.Н., И.В. Глинин, Михеева Л.В., Семиколенов В.П., Массарский А.С. Коронко-вый съемник. // Новое в стоматологии, N 1 (41), 1996. - С. 49-50.
4. Мусин М.Н., Массарский А.С. Безударный съемник "Атлант" Массарского-Мусина. // Санкт-Петербург: Дантист, N 3 (34), 1997. - С. 8.
5. Мусин М.Н., Киселев А.Г. Эмпресс-безметалловая керамика: мечта или реальность? Клинико-технический опыт применения. // Санкт-Петербург: Дантист, N 7,8,9 (35), 1997. - С. 3;

Тема № 9

Инновационные материалы в съемном протезировании.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Инновационные материалы в съемном протезировании.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким, Смоленск 2006г. Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.
--	--

2. Студент должен знать:

	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
--	--

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2.Провести осмотр полости рта.	
3. Изготавливать съемные протезы из современных материалов.	

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

Современные полные съемные протезы изготавливаются из высококачественных материалов и намного более удобны в использовании, чем 10-15 лет назад.

По желанию пациента для полного съемного протеза можно подобрать цвет и форму искусственных зубов, максимально приближенных к настоящим.

В случае, если полные съемные протезы предназначаются для временного ношения, их изготавливают со специальными амортизирующими прокладками из мягкой пластмассы, благодаря чему уменьшается давление протеза на десну и пациент испытывает меньшее чувство дискомфорта.

Уход за полными съемными протезами достаточно прост – достаточно регулярно прополаскивать их в проточной воде.

Современные полные съемные протезы вполне удобны, надежны и способны вернуть пациенту утраченное ощущение зубов во рту.

Недостатки полных протезов

Несмотря на относительную легкости использования и ухода за протезами, полное протезирование зубов обладает рядом недостатков:

Неустойчивое закрепление протеза, особенно на нижней челюсти

Долгое привыкание к постоянному полному съемному протезу

Относительно быстрая изнашиваемость протеза

Ощущение дискомфорта при еде, смехе, кашле и т.д.

Нарушения речевых функций

Полные съемные протезы старых модификаций могут оказывать болезненное воздействие на десны

Некоторые ограничения в продуктах питания (снижение приема твердой и вязкой пищи)

Необходимость довольно частых регулярных профилактических осмотров челюсти и десен у стоматолога

Полное протезирование с помощью имплантантов

В случае, если полное протезирование зубов неприемлемо для пациента из-за своих недостатков, современная стоматология может предложить компромиссный вариант – протезирование зубов на зубных имплантантах.

В данной ситуации пациенту устанавливаются протезы на имплантантах (достаточно всего двух – по краям челюсти), которые впоследствии служат опорой для съемных или несъемных полных протезов.

Чаще всего такой вариант протезирования осуществляется на нижней челюсти в силу ее особого анатомического строения, удобного для данного способа протезирования.

Подобное протезирование зубов (полный съемный протез на имплантантах), как правило, снимает практически все вышеперечисленные недостатки, которые влечет за собой полное протезирование зубов.

Полное съемное протезирование зубов

Пластинчатые протезы состоят из искусственной десны (базис) и установленных на ней искусственных зубов. Подходящие для вас зубы подбираются из готовых наборов, а базис – под цвет десны.

В основном пластинчатые протезы делают, когда отсутствуют все зубы (адентия), или остались буквально 1-3 зуба на челюсти, которые можно использовать в качестве «замков». Протезы при полном отсутствии зубов держатся за счет присасывания и прилипания (адгезия) к деснам, поэтому их площадь довольно большая. На верхней челюсти полностью съемный протез должен занимать твердое небо, иначе не будет фиксироваться.

Пластинчатые протезы изготавливаются из твердых пластмасс (например, акрил) или из мягких (нейлон). Протезы из твердых пластмасс правильно распределяют нагрузку на десну и дают возможность полноценно жевать. Нейлоновые протезы слишком гибкие, поэтому используются при полном съемном протезировании очень редко, в крайних случаях.

Способы улучшения фиксации при протезировании съемными протезами

Если у вас осталось буквально по несколько зубов на челюсти и их состояние удовлетворительное (подвижность не большая, вокруг корня есть костная ткань и нет воспаления), то их можно сохранить, превратив в замки лучшей фиксации протеза. Для этого:

- Тщательно пролечивается корень зуба;
- Снимается слепок;
- Изготавливается и фиксируется специальная вкладка-замок в виде маленького шарика со втулкой;
- В протезе создается ответная часть для замка, за счет чего надежность фиксации увеличивается.

Получается что-то вроде кнопки для одежды.

Очень сходный по принципу способ фиксации – с помощью мини-имплантатов для протезирования, созданных специально для этого. Мини-имплантат – цельная конструкция: внутренняя часть в виде винтика входит в кость челюсти, а наружная в виде маленького шарика. Создается кнопочный замок, описанный выше.

Они, как и обычные имплантаты, изготавливаются из титана и похожи на винт, но гораздо меньших размеров. Поэтому для их постановки почти нет противопоказаний, только тяжелые заболевания в острой фазе, нет особых требований по объему кости, они быстро приживаются и протез можно изготовить сразу же. Но, конечно же, такие имплантаты нельзя использовать в виде опор под коронки – только, как замки для фиксации съемного протеза. Конечно, постановка мини-имплантатов все же хирургическое вмешательство, поэтому важно соблюдать все предписания врача. Особую актуальность приобретает тщательная гигиена.

Опять же, если у вас остались несколько своих зубов, то возможен еще один вид фиксации – с помощью телескопических коронок. Изготавливается двойная коронка: на свой зуб металлическая коронка-колпачек и вторичная коронка, которая выполняется в очень точном соответствии колпачку и укрепляется в протезе.

Самый современный способ фиксации полностью съемного протеза – это с помощью полноценных имплантатов. Например, если у вас совсем не осталось зубов, а условия не позволяют поставить большое количество имплантатов, необходимое для несъемного или условно-съемного протезирования, то:

- Ставят 4 имплантата в самой безопасной зоне (в районе передних зубов);
- Соединяют их балками-замками;
- В ответной части протеза делают желобок-замок, за счет чего протез хорошо фиксируется.

Для улучшения фиксации можно использовать специальные гели.

Частично съемное протезирование

Пластинчатые протезы для частично съемного протезирования тоже изготавливают из твердых (например, акрил) и мягких (нейлон) пластмасс. Наилучшим способом позволяют восстановить жевательную функцию протезы из твердых пластмасс, а нейлоновые слишком гибкие, поэтому их применение ограничено несколькими особенными случаями.

Преимущества нейлоновых протезов – это прозрачность, мягкость и гипоаллергенность, на них оседает меньше микробов. Поэтому такие протезы применяют для протезирования: при довольно выраженном пародонтозе, при аллергии на твердые пластмассы, как временные, при протезировании детей.

Жевательная нагрузка при пластинчатых протезах распределяется неравномерно и в основном падает на десну.

Гораздо более физиологичны бюгельные протезы, которые более-менее равномерно распределяют жевательную нагрузку между оставшимися зубами и десной. Они состоят из тонкой прочной металлической дуги, соединяющей два фрагмента с искусственными зубами. Бюгельные протезы легче, прочней и занимают меньше места во рту.

Дуга на нижнем протезе проходит за зубами, соприкасаясь с десной и даже не мешает языку. Дуга на верхнем протезе, а точнее, дугообразная пластинка, проходит по куполу неба и тоже занимает очень мало места по сравнению с пластинчатым протезом. Дуги изготавливаются из медицинских сплавов, иногда из драгоценных, но последние тяжелее, поэтому не всегда есть возможность их применения, особенно для протезов верхней челюсти. Придумали и прочный полимер, который используют для изготовления временных бюгелей, например, на период приживания имплантатов.

Зубы на бюгельных протезах устанавливаются на ажурной металлической решетке, которая чаще всего покрывается искусственной десной. Зубы могут быть из композита или керамики, последние тяжелее, тут тоже нужен индивидуальный подход.

Еще бюгельные протезы могут применяться, как шинирующие (удерживающие) при пародонтозе, есть специальные для исправления прикуса в ортодонтии.

Съемные сектора или сегменты – это протезы для одной стороны челюсти. Применяются редко, в качестве временных протезов, так как не отвечают требованиям современной стоматологии.

Условно-съемное протезирование – это интересный термин. Когда говорят просто об условно-съемном протезировании, то имеют в виду маленький протезик вместо одного отсутствующего зуба, который цепляется «лапками» за соседние или даже к ним приклеивается. Сами понимаете, что требованиям современной стоматологии такой метод не отвечает и может применяться только для временного протезирования, например, пока приживается имплантат.

Еще появилось условно-съемное протезирование на имплантатах. Суть метода в том, что протез в прямом смысле слова привинчивается к наружной части имплантата, но при необходимости конструкцию можно разобрать и снять. Например, для генеральной чистки, оценки состояния имплантатов, замены деталей.

Способы фиксации частично съемных протезов

Самый простой, дешевый, надежный, но неэстетичный метод – это с помощью металлических крючков (кламмеров). Крючки охватывают у десны несколько зубов и удерживают протез.

Для такого крепления опорные зубы тоже желательно покрыть коронками, т.к. на них будет падать повышенная нагрузка и под кламмером создаются условия для развития кариеса, но не строго обязательно. Главный минус данного крепления: крючки могут быть заметны и тогда всем будет понятно, что у вас съемные протезы. Иногда часть фиксирующих дужек в зоне улыбки можно выполнить в виде пластмассовых прозрачных отростков, лежащих на десне, но они в первое время обычно травмируют десну.

Есть множество более современных способов фиксации. Например, с помощью телескопических коронок или кнопочных анкеров, описанных в съемном протезировании. Правда, в данном случае кнопочный анкер не обязательно изготавливается в виде вкладки в зуб. Такой замок-кнопочка может быть «прилеплен» сбоку металлокерамической коронки на сохранившемся собственном зубе.

Существуют и другие виды замков (аттачменов): ригельные, балочные. Ригельные замки – это что-то вроде засова. Одели протез, задвинули засов изнутри, и протез сидит, как влитой. Балочный замок – это штанга между зубами или имплантатами. На протезе изготавливается ответный паз с замковым креплением.

Вышеперечисленные способы крепления имеют общий плюс – они незаметны и при качественно выполненной работе будет очень сложно определить, что у вас съемные протезы. Зато они дороже и требуют покрытия зубов металлокерамическими коронками. Замки могут быть промышленного изготовления или выполняются индивидуально. Возможные способы крепления в каждом конкретном случае определяет врач индивидуально.

Для улучшения фиксации можно использовать специальные гели.

Уход за протезами

Уход за протезами довольно простой. Пугающий многих стаканчик с протезом на прикроватной тумбочке остается актуальным лишь для пластинчатых протезов. Хотя даже их можно почистить и снова поместить в рот, спать с ними не возбраняется. Если предпочитаете спать без них, то хранить протезы нужно в холодной кипяченой воде, в которую желательно добавить несколько капель зубного эликсира. Воду необходимо менять каждый день.

Чистить протезы нужно точно так же регулярно, как и зубы, зубной щеткой с пастой. Существуют специальные жидкости и растворимые таблетки для очистки протезов. Достаточно опустить протез в раствор на 10-15 минут, в котором он очистится механически за счет пузырьков и продезинфицируется. Перед помещением в рот прополощите водой. При желании в таком растворе можно оставить протез на ночь.

Привыкание к протезам

По началу, конечно, ощущения довольно неприятные. Новая конструкция инородна, мешает, может создаться впечатление, что языку совсем мало места. Главное не нервничайте – через эти ощущения проходят все без исключения. Сложно поверить, но через неделю-две-три вы уже забудете, что зубы «не родные». Существует несколько фаз привыкания:

- раздражения (обычно до суток);
- частичного торможения (1-5 дни, когда постепенно восстанавливается жевательная функция, речь);
- полного торможения (5-33 дни, когда вы уже начинаете испытывать дискомфорт без протеза).

Первое, с чем вы можете столкнуться, это рвотный рефлекс на протез и повышенное слюноотделение. Нормальная реакция организма на инородный предмет, проходит самостоятельно, облегчить состояние поможет психотерапия и рассасывание леденцов.

По началу, обычно, на десне образуются намины, поэтому приходится проводить пришлифовку протеза. Это тоже абсолютно нормально, ведь плотная гипсовая модель не может идеально повторить податливую живую ткань. Корректировать нужно столько раз, сколько требуется. То же самое касается натирания или прикусывания щеки, языка.

Со временем, как правило, протез начинает сидеть менее плотно, «гулять» при жевании. Это последствие проседания десны, точнее кости челюсти, которая изменяется из-за отсутствия собственных зубов. Это тоже довольно легко корректируется за счет добавления пластмассы.

Частичное отсутствие зубов является одним из самых распространенных заболеваний: по данным Всемирной организации здравоохранения, ею страдают до 75% населения в различных регионах земного шара.

В нашей стране в общей структуре оказания медицинской помощи больным в лечебно-профилактических учреждениях стоматологического профиля это заболевание составляет от 40 до 75% и встречается во всех возрастных группах пациентов.

Частичная вторичная адентия непосредственным образом влияет на качество жизни пациента. Она обуславливает нарушение, вплоть до полной утраты, жизненно важной функции организма -- пережевывания пищи, что сказывается на процессах пищеварения и поступления в организм необходимых питательных веществ, а также нередко является причиной развития заболеваний желудочно-кишечного тракта воспалительного характера.

Не менее серьезными являются последствия частичного отсутствия зубов для социального статуса пациентов: нарушения артикуляции и дикции сказываются на коммуникационных способностях пациента, эти нарушения, одновременно с изменениями внешности вследствие утраты зубов и развивающейся атрофии жевательных мышц, могут обусловить изменения психоэмоционального состояния, вплоть до нарушений психики.

Частичная вторичная адентия является также одной из причин развития специфических осложнений в челюстно-лицевой области, таких, как феномен Попова-Годона, дисфункции височно-нижнечелюстных суставов и соответствующего болевого синдрома.

Несвоевременное восстановление целостности зубных рядов при их частичном отсутствии обуславливает развитие таких функциональных нарушений, как перегрузка пародонта оставшихся зубов, развитие патологической стираемости, нарушения биомеханики зубочелюстной системы.

Несвоевременное и/или некачественное лечение частичной вторичной адентии ведет к развитию таких заболеваний зубочелюстной системы, как болезни пародонта, в отдаленной перспективе -- к полной утрате зубов -- полной вторичной адентии обеих челюстей.

Понятие «потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления зубов или локализованного пародонтита» (K08.1 по МКБ-С -- Международная классификация стоматологических болезней на основе МКБ-10) и такие термины, как «частичная вторичная адентия» и «частичное отсутствие зубов» (в отличие от адентии -- нарушения развития и прорезывания зубов -- K 00.0), по сути являются синонимами и применяются как в отношении каждой из челюстей, так и к обоим челюстям. Синонимом терминов «частичное отсутствие зубов» и «частичная вторичная адентия» является также понятие дефекта зубного ряда, означающего отсутствие одного или нескольких зубов.

Кариес в нашей стране является одним из самых распространенных заболеваний. Его распространенность у взрослого населения в возрасте от 35 лет и старше составляет 98--99%. Показатели развития осложнений кариеса также высокие: процент удалений в возрастной группе старше 35--44 лет составляет 5,5, а в следующей возрастной группе -- 17,29% [33]. В структуре стоматологической помощи по обращаемости больные пульпитом, который, как правило, является следствием нелеченного кариеса, составляют 28--30%.

Заболеваемость пародонта в возрастной группе 35--44 лет составляет 86%.

Данные заболевания при несвоевременном и некачественном лечении могут привести к спонтанной утрате зубов вследствие патологических процессов в тканях пародонта воспалительного и/или дистрофического характера, к удалению не подлежащих лечению зубов и/или их корней при глубоком кариесе, пульпите и периодонтите.

Несвоевременное ортопедическое лечение частичной вторичной адентии, в свою очередь, обуславливает развитие осложнений в челюстно-лицевой области и височно-нижнечелюстном суставе, а также усугубляет процесс утраты зубов.

Главным признаком частичного отсутствия зубов считается отсутствие в зубном ряду от одного до пятнадцати зубов на одной из челюстей.

Клиническая картина характеризуется отсутствием одного или нескольких зубов при наличии одного или нескольких естественных зубов или их корней. Проявления частичного отсутствия зубов зависят от топографии дефектов и количества отсутствующих зубов и отличаются многообразием.

Особенностью данной патологии является отсутствие у пациентов болевого синдрома. При отсутствии одного или двух, а иногда и нескольких зубов больные нередко не ощущают дискомфорта и не обращаются к врачу.

Частичное отсутствие даже одного зуба в любой функционально ориентированной группе зубов может привести к развитию феномена Попова-Годона, прямого или отраженного травматических узлов, в результате чего развивается воспаление в десневом крае, деструкция костной ткани и развитие патологических карманов, в первую очередь, в области зубов, ограничивающих дефект.

При отсутствии одного или нескольких фронтальных зубов на верхней челюсти клиническая картина характеризуется симптомом «западения» верхней губы.

При значительном отсутствии боковых зубов отмечается «западение» мягких тканей щек, губ.

При отсутствии даже одного фронтального зуба на верхней и/или нижней челюсти может наблюдаться нарушение дикции.

Частичное отсутствие зубов на обеих челюстях без сохранения антагонизирующих пар зубов в каждой функционально ориентированной группе зубов приводит к снижению высоты нижнего отдела лица, нередко к развитию ангулярных хейлитов («заеды»), патологии височно-нижне-челюстного сустава, изменениям конфигурации лица, выраженным носогубным и подбородочной складкам, опущению углов рта.

Частичное отсутствие жевательных зубов обуславливает нарушения функции жевания, больные жалуются на плохое пережевывание пищи.

Иногда значительная частичная адентия сопровождается привычным подвывихом или вывихом височно-нижнечелюстного сустава. После утраты или удаления зубов происходит атрофия периодонтальных связок на соответствующих участках челюстей, при утрате более двух зубов постепенно развивается атрофия самих альвеолярных отростков, прогрессирующая с течением времени. Эта патология является необратимым процессом. Восстановление целостности зубных рядов возможно только ортопедическими методами лечения с помощью несъемных и/или съемных конструкций зубных протезов.

Съемные протезы из нейлона

Съемные протезы из нейлона являются новым словом в съемном протезировании. Они изготавливаются из гибких и мягких нейлоновых материалов, и по целому ряду параметров превосходят обычные съемные конструкции с акриловыми базами.

Съемные протезы из нейлона могут быть как частичными (то есть замещать дефекты зубного ряда в один - два зуба или более обширные), так и полными. **Нейлоновые съемные протезы** выполняют не только функцию восстановления зубного ряда, из нейлоновых материалов изготавливают также искусственные десны, каппы для спорта или для отбеливания. Примечательно, что используются **съемные протезы из нейлона** и в терапевтических целях: их изготавливают для лечения заболеваний нижнечелюстного сустава, а также для лечения бруксизма. **Нейлоновые съемные протезы зубов** идеально подходят пациентам, страдающим пародонитом I и II степени, аллергией и заболеваниями, исключаящими препарацию зубов. Такие протезы удобны, прочны, не ломаются в принципе, и поэтому их можно надеть и ребенку, и человеку, который в силу своих профессиональных занятий часто подвергается риску травматизма.

Уход за пластиночными съемными протезами

Сама характеристика «съемный» подразумевает, что такой протез следует снимать для гигиенических процедур, а также на ночь. Когда съемные протезы делались из каучука, имело смысл помещать их на ночное время в стакан с водой (чтобы сохранить их от деформации и трещин на воздухе). Современные же пластмассовые протезы лучше всего оставлять сухими.

Тема № 14

Базисные термопласты, клинико-лабораторные этапы изготовления.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Базисные термопласты, клинико-лабораторные этапы изготовления.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль –Хаким, Смоленск 2006г.
	Бельченко В.А., Притыко А.Г., Климчук О.В. и др. Черепно-лицевая хирургия в формате 3D : атлас – М. : Гэотар Медиа, 2010. – 224 с.

2. Студент должен знать:

1. Базисные термопласты, клинико-лабораторные этапы изготовления.	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
---	--

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая стоматология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2.Провести осмотр полости рта.	
3. Изготавливать съемные протезы из современных материалов.	

3. Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия
1. Организационный момент	Академический журнал
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты.
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни,

	пациенты.
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с полным отсутствием зубов, заполнение истории болезни.	Больной, истории болезни.
5. Обобщение занятия	
6. Задание на дом.	

Термопласты - вид пластмасс, способные обратимо переходить при нагревании в высокоэластичное состояние. В 1956 году члены Общества по искусственным органам выделили из группы термопластов биологически нейтральные, так называемые «термопласты медицинской чистоты». Этот материал стали изучать для возможности применения при создании искусственных органов и структур.

В Японии при департаменте науки в 1975 году был создан специальный комитет по искусственным органам и разработан многолетний план научно-исследовательских работ по изучению структуры термопластов и реакции тканей организма на него.

Итоги колоссальной исследовательской работы стали постепенно проверять в клинике, вживляя искусственные структуры в организм человека. При проведении этих операций были использованы аппараты «сердце - лёгкие», «искусственная почка», «сердце» и др., в которых также основные рабочие камеры сделаны из полипропилена, нейлона и полиэтилена. В 1983 году нейлон впервые был представлен как пластик для изготовления основ зубных протезов, обладающий особыми свойствами гибкости. Он должен был заменить металлические сплавы и акриловые комбинации, используемые в обычных частичных съёмных зубных протезах. С тех пор материал используется в США и еще более чем 90 странах. В России материал применяется с 2001 года.

На сегодняшний день в мире известно три вида материалов, применяемых для изготовления съёмных зубных протезов, имеющих свойство возвратной упругости, другими словами, имеющих некоторую степень эластичности. Это «нейлоны», химический класс - полиамиды, «ацеталы» - полиформальдегиды и «акрилополимеры» - полиметилметакрилаты. Все это полимерные соединения, образованные химически разными веществами, имеющими разную структуру и, соответственно, разные свойства:

1. Протезы эластичны и отличаются повышенной прочностью, поэтому не сломаются не только в обычной эксплуатации, но и в экстремальных обстоятельствах.
2. Изготовление протезов происходит методом горячего впрыска, поэтому они имеют точную посадку и стабильную фиксацию.
3. Протезы очень легкие и не натирают десну.
4. Материал обладает великолепной точностью и однородностью благодаря горячему впрыску под давлением 12 атм.
5. Протезы полностью лишены остаточного мономера, следовательно не вызывают аллергических реакций.
6. Термопласты содержат устойчивый краситель, который придает протезам прекрасный эстетичный вид, даже после длительной эксплуатации.
7. Материал абсолютно негигроскопичен (не впитывает в себя влагу с флорой полости рта).
8. Протезы очень эстетичны, поскольку изготовлены из полупрозрачного материала естественного цвета десны, а для их фиксации используются альвеолярно-дентальные кламмера, незаметные для глаза.
9. Отсутствие металлических кламмеров не приводит к неприятным ощущениям, связанным с ионным обменом (гальванизм).
10. При использовании протезов из термопластов невозможно расшатывание опорных зубов.

Показания к изготовлению протезов из термопластических материалов:

- малые, средние, большие дефекты по Бетельману;
- I -IV класс по Кеннеди;
- беззубая челюсть I тип по Шредеру (при наличии условий в полости рта);
- беззубая челюсть I тип по Келлеру (при наличии условий в полости рта).
- при ретенированных зубах;
- для пациентов, склонных к аллергии, хим-, фарм- и медработников;
- для пациентов, которым противопоказано препарирование (при острых сердечно-сосудистых заболеваниях, эпилепсии и др.);
- для пациентов с экзостозами, тонким, острым альвеолярным гребнем и др.;
- при заболевании тканей пародонта в качестве шинирования;

- при расщелине твердого и мягкого неба в качестве obturators;
- после резекции челюстей;
- при раннем удалении зубов у детей для предупреждения деформации зубных рядов;
- при проведении двухэтапной имплантации как временные протезы;
- для пациентов экстремальных профессий (МЧС, пожарная служба, милиция, экстремальные виды спорта);
- при нависающем альвеолярном гребне, когда невозможно сделать акриловый протез.

В сравнении с термопластическими протезы из акриловых материалов имеют ряд существенных недостатков:

1. В базе содержится свободный метиловый эфир метакриловой кислоты, который является протоплазматическим ядом. Постепенно, путем диффузии перемещаясь к поверхности протеза, вещество раздражает прилежащие ткани, вызывая бластоматозный рост.
2. Находящийся в акриловых пластмассах мономер вызывает аллергические реакции общего и местного характера.
3. Микропористость базисов протезов из акриловых пластмасс, которая неизбежно возникает по технологическим причинам – вследствие усадки, происходящей в процессе полимеризации. В микропорах фиксируется микрофлора, которая является причиной возникновения воспалительных процессов, неприятного запаха и изменения цвета протеза.
4. Неустойчивость к переменным жевательным (механическим) нагрузкам. Переломы базисов в среднем составляют 80% от числа изготовленных протезов.
5. Протезы имеют металлические кламмеры, что неэстетично и может вызвать повреждение опорных зубов и их расшатывание.

Таким образом, протезы из термопластических материалов имеет ряд неоспоримых преимуществ перед протезами из акрила. И их применение является неотъемлемой частью качественного ортопедического лечения при частичном и полном отсутствии зубов.