

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
СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ
СТОМАТОЛОГИИ (ДВ)**

Владикавказ – 2018

Составители: зав.каф., д.м.н. Дзгоева М.Г.,
доц. Хетагуров С.К.

СОДЕРЖАНИЕ:

МОДУЛЬ №1.

ТЕМА №1 Применение методов лучевой диагностики (МСКТ, МРТ) при планировании комплексной реабилитации пациентов.

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

ТЕМА №3 Ультразвуковая доплерография.

ТЕМА №4 Реопародонтографические исследования

ТЕМА №5 Лазерная доплеровская флоуметрия

МОДУЛЬ №2. Электромиографические исследования

ТЕМА №6 Радиоизотопные исследования

ТЕМА № 7 Эхоостеометрия

ТЕМА: № 8 Методика гнатодинамометрического исследования

ТЕМА № 9 Периапексметрия

ТЕМА № 10. Определение центрального соотношения челюстей (АОЦО)

ТЕМА №11. Определение податливости слизистой оболочки протезного ложа

ТЕМА №12 Определение углов наклона жевательных зубов

ТЕМА №13 Внутриротная регистрация движения нижней челюсти

ТЕМА №14 Аксиография

Модуль №1

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.	«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. Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ)	
3. Магнитно-резонансная томография.	

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. Правильно интерпретировать результаты мультиспиральной компьютерной томографии.	
4. Правильно интерпретировать результаты магнитно-резонансной томографии.	

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 стираемостью, 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 пост-процессорной обработки обязательна оценка мультипланарных реформатированных 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, дентальная объемная томо-

графия, 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 дентальной 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 дентальной имплантации. Достоверно передается локализация зон патологии и их взаимоотношение с анатомически!

ми деталями (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

и 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 мышечного отростка и головок нижней челюсти, а также имеет диагностическую ценность при врожденных и приобретенных деформациях черепа

па [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 ауотрансплантатов [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 прикладываемого 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 ис-

следования 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 T_1 , и время поперечной релаксации, или T_2 . Время T_1 зависит от размера молекул, в состав которых входят диполи водорода, от мобильности этих молекул и тканях и жидких средах. Время T_2 в большей степени зависит от физических и химических свойств тканей. На основе времени релаксации (T_1 и T_2) получают T_1 - и T_2 -взвешенные изображения (ВИ). Принципиальным является то, что одни и те же ткани имеют различную контрастность на T_1 и T_2 ВИ. Например, жидкость имеет высокий МР-сигнал (белый цвет на томограммах) на T_2 ВИ и низкий МР-сигнал (темно-серый, черный) на T_1 ВИ. Жировая ткань (в клетчатке, жировой компонент губчатой кости) имеет высокой интенсивности МР-сигнал (белый) как на T_1 , так и на T_2 ВИ. По изменению интенсивности МР-сигнала на T_1 и T_2 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 рта для определения максимальной физиологической смещаемого внутрисуставного диска и суставной головки. С целью удержания открытого рта в стабильном положении применяют фиксаторы из немагнитного материала.

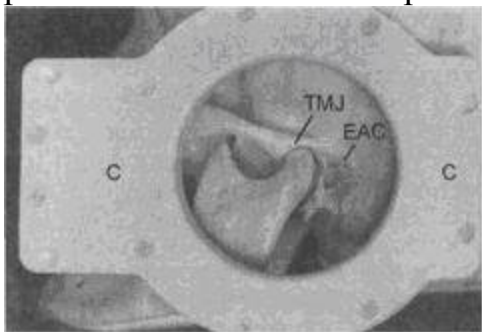


Рис. 3.33. Позиционирование катушки-детектора при МРТ. С — катушка; TMJ — ВНЧС; EAC — наружный слуховой проход.

Стандартный протокол МР-исследования включает выполнение парасагиттальных T1 и T2 ВИ, паракорональных 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 ВИ 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 Т2 ВИ имеют меньшее анатомо-топографическое разрешение по сравнению с Т1 ВИ. Но Т2 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 Т2-взвешенные томограммы в аксиальной проекции, а также Т1-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).

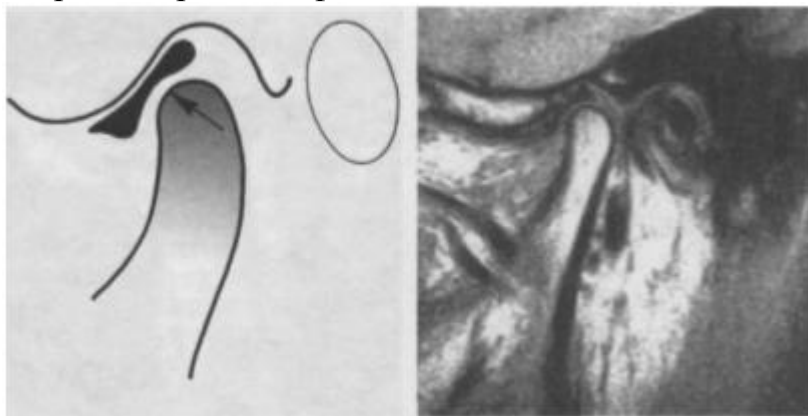


Рис. 3.34. Т1 ВИ в косоагиттальной проекции. Нормальное взаиморасположение суставных структур при центральной окклюзии. На схеме стрелкой обозначены центральная зона диска и вектор жевательной нагрузки.

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 Т1 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 % неизменных 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.

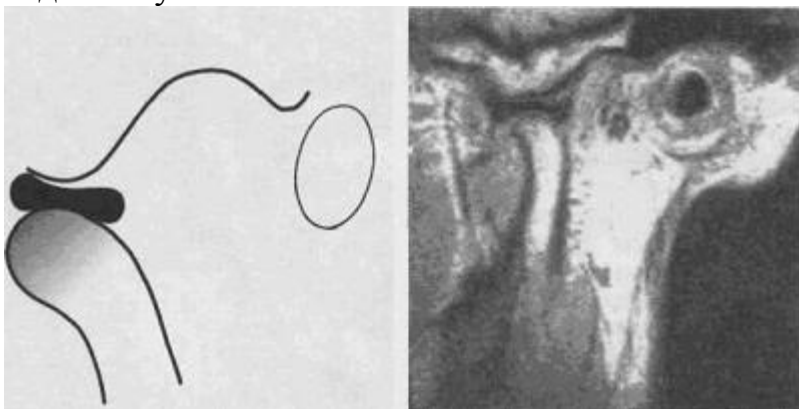


Рис. 3.35. T1 В И в кососагиттальной проекции. Нормальное взаиморасположение внутрисуставных структур при открытом рте. Суставной диск — под верхушкой суставного бугорка, центральная зона диска — между верхушками бугорка и головки.

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).

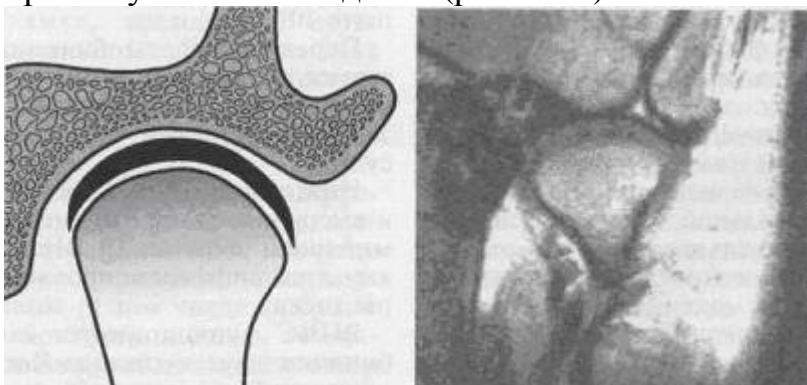


Рис. 3.36. T1 В И в косокорональной проекции. Нормальное взаиморасположение суставных структур при центральной окклюзии. Диск как шапочка покрывает суставную головку.

Косокорональная 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. : Медпресс!информ, 2006.
7. Фридрих А. Паслер, Хайко Виссер. Рентгенодиагностика в практике стоматолога / пер. с немецкого ; под ред. Н.А. Рабухиной. – М. : Медпресс!информ, 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.
2.Провести осмотр полости рта.	
3.Определить локализацию и	
3.Определить микроциркуляцию в тканях пародонта методом лазерной	

доплерографии..	Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
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.

Структура практического занятия

5.

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

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. Пациент-

кой 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 «Cerec». Разработчиками являются «Verner Moermann» 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 $8-9^\circ$ 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 внутриротовой 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 идёт 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 спечённый и полуспечённый);
- 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, внедрённой 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 «Procera». При наличии в системе внутриворотной камеры, как в системах «Cerec» 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», «Cerec inLab» и других, допускается изготовление каркасной керамики, в том числе мостовидных протезов.

Третий вариант производства реставраций представляет собой CAM-изготовление конструкций. Этап виртуальной моделировки в этом случае отсутствует, зато производится двойное сканирование. Вначале сканируют модель с абатментом, затем - восковую или пластмассовую реплику конструк-

ции, 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 сканера системы «inLab». Возможно также сканирование в полости рта внутриротовой 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 находиться 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 моноклиналичную 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 CIP (cold isostatic pressed) и HIP (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 HIP-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 Доплера), 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}):

ПМ = МэхУс р (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 — Kv.

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 амплитудночастотный 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;

KV — 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

Ми с х — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени $T_2 - T_j$;

ММин ~ ~ среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени $T_4 - T_3$;

Пф м а к с — максимальное значение при гиперемии;

Мв о с с — среднее арифметическое значение в интервале

$t_9 - t_8 > T_3 - T_2 > T_4 - T_{H1} . T_5 - T_{H1} . T_6 - T_4 , T_7 - T_6$ — интервалы

времени;

ДМ - М и с х - М м и н (7);

РКК — резерв кровотока = $(\text{Пф м а к с} / \text{Ми с х}) \times 100 \% (8)$;

T_{H1} — метка, которая ставится пользователем при проведении пробы, соответствует моменту времени прекращения окклюзии.

Проба с нагреванием

Ми с х — среднее арифметическое значение в интервале $t_2 - T_i$;

Мувелич — среднее арифметическое значение в интервале $t_5 - t_3$;

Пфмакс — максимальное значение перфузии;

Мв о с с — среднее арифметическое значение в интервале $t_7 - t_6$;

РКК — резерв кровотока = $(\text{П ф м а к с} / \text{Ми с х}) \times 100 \%$.

Проба с охлаждением

Пфмин — наименьшее значение перфузии при пробе;

Муменьш. — среднее арифметическое значение в интервале $t_5 - t_3$;

РКК — резерв кровотока = $(\text{П ф м и н} / \text{Ми с х}) \times 100 \%$.

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 $95-100^\circ$), 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 (η) характеризуется соотношением:

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

где A_{CP} — 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, A_{QP} — амплитуда пульсовых колебаний, A_{CP} — амплитуда высокочастотных колебаний.

Проводится нормирование показателя амплитуды соответствующих ритмов к величине максимального разброса среднего значения параметра микроциркуляции за время измерения (Z_0):

$$AF / Z_0 \times 100\% \quad (11).$$

Состояние активных и пассивных механизмов микроциркуляции характеризуется по нормированным показателям ритмических составляющих флуксуометрии. Расчет по формуле (11) для вазомоторных колебаний в большей мере характеризует состояние активного механизма вазомоторики 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 2,1 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., Артющенко 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.
7. Хапилина Т. Э., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Применение ультразвуковой доплерографии при изучении гемодинамики пародонта. Материалы межинститутской научно-практической конференции «Окружающая среда и здоровье». — М., 1999. — С. 26-27.
8. Никитин Ю. М. Ультразвуковая доплерография в диагностике поражений магистральных артерий головы и основания мозга. — М., 1995. — С. 19.

Тема №3

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. Лебедеико 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. Лебедеико 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.	Лебедеико 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.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

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 су-

ществует, 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 локации 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 «Реопародон-

тография». Отличием изготовления каппы для исследования гемодинамики щеки является то, что каппа изготавливается с помощью эркомпресса 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.

Лекция №4 Реопародонтографические исследования

Среди современных физиологических методов исследования важное место занимает реография — метод, основанный на регистрации изменений переменной величины электрического сопротивления (импеданс) органов или тканей, обусловленных пульсовыми колебаниями их кровенаполнения при каждом сердечном сокращении. Реография может быть использована для исследования кровообращения в любом участке живого тела.

Для стоматологов, естественно, наибольший интерес представляет реографическое исследование тканей полости рта и в первую очередь пародонта. Реография имеет ряд преимуществ по сравнению с другими неинвазивными методами исследования гемодинамики. Она позволяет получить надежные показатели относительной интенсивности кровенаполнения, состояния сосудистого тонуса и взаимоотношения артериального и венозного уровня кровенаполнения в различных участках тела в условиях совершенно безвредного исследования. Преимуществом этого метода исследования является возможность длительной и непрерывной регистрации даже незначительных изменений кровотока без нарушения физиологических условий исследуемого участка. Другим значительным преимуществом реографии является возможность получения информации о гемодинамике не только в мягких тканях, но и в кости, так как костная ткань обладает, главным образом, емкостным сопротивлением и поэтому

не препятствует свободному проникновению электрического тока в костную ткань.

В отличие от электрофизиологических методов исследования, основанных на регистрации электрических потенциалов (ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ), этот бескровный биофизический метод изучения гемодинамики основан на принципе пропускания тока высокой частоты и слабой силы через исследуемую область и графической регистрации пульсовых колебаний комплексного электрического сопротивления. Таким образом, метод реографии использует живую ткань как электрический проводник, обладающий ионной проводимостью, причем показателем изменений кровообращения служат колебания полного электрического сопротивления тканей изучаемого органа.

Развитию и теоретическому обоснованию реографии способствовали исследования в области электропроводимости и электрического сопротивления различных органов и частей тела, а также влияния на организм постоянного и переменного тока разной частоты. Установлено, что живая ткань с биофизической точки зрения является полиморфной системой с различными электрическими свойствами и меняющейся средой. Электропроводимость тканей организма человека, как и всякого неметаллического проводника, относится к ионному типу. В связи с тем, что деятельность живых органов и тканей сопряжена с изменением их объема и внутренней среды, меняется и относительное постоянство их электрических свойств, т. е. электропроводимость и электрическое сопротивление. Кровь по сравнению с другими тканями обладает значительно более высокой электропроводимостью, что обуславливает, главным образом, изменение электропроводимости исследуемого живого органа. В момент систолического подъема пульсовой волны увеличивается кровенаполнение данного участка тела — уменьшается электрическое сопротивление, а в момент диастолы уменьшается кровенаполнение — увеличивается сопротивление.

В итоге при регистрации колебаний сопротивления, связанных с пульсовым кровенаполнением, на реограмме фиксируется график пульса в виде ритмично повторяющихся кривых волн, а величина этих реографических волн определяется пульсовыми и объемными изменениями артериальных сосудов.

Для получения достоверных результатов при реографических исследованиях должны быть соблюдены следующие условия:

1. Применение надежной и современной аппаратуры для проведения реографических исследований.
2. Применение апробированных и адекватных целям исследования электродов с хорошей токопроводностью (лучше всего из серебра).
3. Правильное наложение и хорошая фиксация электродов.
4. Удобное положения пациента в отдельном помещении, обеспечение «нормального» психофизиологического состояния обследуемого.
5. Применение функциональных нагрузок, адекватных целям исследования.
6. Использование современных автоматизированных методов обработки полученных результатов. Все эти условия подробно рассмотрены в дальнейшем описании материалов и методов исследования.

Для реографии в ортопедической стоматологии используют следующую аппаратуру: 4-канальный реограф Р-4-02 (рис. 5) (для тетраполярного отведения), 2-канальный реограф 4-РГ-1 (рис. 4) (для биполярного отведения). Для регистрации данных реографических исследований используют многоканальные электрокардиографы или самописцы Н-338, Н-327-5 (рис. 6) и др. В последнее время для реографических исследований используют более совершенные компьютерные реоприставки: компьютерный функционально диагностический стоматологический комплекс «ДИАСТОМ» (рис. 7) или реоприставка компьютерного анализа — двухканальная РПКА2-01. Компьютерные реоприставки более удобны для исследования, так как они автоматически обрабатывают данные исследований, могут сохранять реограммы и результаты обработки реограмм в памяти компьютера; время на исследование сокращается практически в несколько раз из-за исключения необходимости подготовки аппаратуры и самописца с чернилами.

Аппаратура и электроды

Для тетраполярной реографии используют две пары электродов: токовые (наружные) и потенциальные (внутренние). Через токовые электроды подают ток высокой частоты на исследуемый участок ткани. С помощью потенциальных электродов измеряют напряжение, пропорциональное сопротивлению исследуемого участка тканей. При этом балансировка и измерение импеданса (комплексного электрического сопротивления тканей) исследуемых тканей производятся автоматически. В измеряемое сопротивление не входит переходное сопротивление электрод-ткань, и в результате этого измерения приращение пульсового объема, проводимые с помощью тетраполярной реографии, более точные, чем при биполярном измерении, где имеется одна пара электродов и оба токовые (омическая и емкостная). В клинике биполярная реография с рабочей частотой от 30 до 300 кГц применяется в основном для определения состояния кровотока в крупных органах (головной мозг, легкие и др.) и конечностях. В стоматологии очень эффективно применение биполярной методики реопародонтографии с рабочей частотой от 500 до 1000 кГц для реодентографии (Прохончуков А. А. и др., 1980). Электроды для реографических исследований, в том числе и для реопародонтографических исследований, должны быть изготовлены из металла, хорошо проводящего электрический ток и не подверженного коррозии (лучше всего использовать серебряные или покрытые тонким слоем серебра электроды). Для реопародонтографии целесообразно использовать серебряные электроды размерами 3 x 5 мм, толщиной 1-2 мм (рис. 8). Использование электродов с диаметром меньше 3 мм может привести к искажению формы реографической кривой. Жевательная нагрузка является основной функциональной пробой при исследовании пародонта. Жевательную нагрузку на пародонт создают с помощью гнатодинамометра (электронного или механического). Имитируя акт жевания или откусывания пищи, даются две функционально-дозированные нагрузки (ДН) силой от 1 до 5 кг, направленные по оси зуба и под углом к оси зуба с длительностью 1-2 с, а также две аналогичные нагрузки длительностью 5 секунд.

Методика проведения реопародонтографии

Реографические исследования желательнее проводить в изолированном просторном помещении с хорошей звукоизоляцией. Очень важным фактором, влияющим на качество реопародонтологических исследований, является качество заземления, так как плохое заземление приводит к наводкам осветительной сети. Заземление не требуется для современных компьютерных реографов, а иногда даже не рекомендуется. После краткого объяснения сути исследования пациента знакомят с приборами, чтобы не вызвать чувство волнения и двигательного возбуждения. Больной занимает обычное положение в стоматологическом кресле, ему измеряют артериальное давление и частоту пульса. Наложив электроды для ЭКГ и получив запись электрокардиограммы в 11-ом стандартном отведении (обе руки), приступают к наложению электродов для реопародонтографических исследований РПГ. Электроды, после обработки спиртом, обклеивают с наружной стороны лейкопластырем, перекрывая их границы на 3 мм по периметру. С внутренней стороны на электроды наносится электропроводная паста. Ободок выступающего лейкопластыря смачивают циакриновым клеем МК-6 или МК-9. После высушивания места предстоящего наложения электродов (в проекции выбранного корня зуба с наружной и внутренней стороны альвеолярного гребня), они фиксируются пальцевым прижатием в течение 5-8 секунд. Надежность клеевой фиксации сохраняется в течение 20-30 мин исследования. В связи с тем, что при клеевой фиксации электродов достоверность данных исследования может быть занижена из-за раздражения слизистой оболочки, кроме того, невозможно соблюдать идентичность наложения электродов при последующих реографических исследованиях, мы предлагаем использовать для фиксации датчиков индивидуальные каппы (Патент на изобретение № 2117458 от 20.08.98 г.). Сущность реографических исследований с применением индивидуальных капп заключается в том, что перед тем, как размещать электроды в полости рта, предварительно изготавливают модели из супергипса, необходимые для исследования челюсти, а по ним изготавливают каппу из прозрачной пластмассы (рис. 9). В необходимых для наложения датчиков местах, в каппе делают отверстия. Каппа устанавливается на зубной ряд в полости рта, при этом электроды размещаются в отверстиях и крепятся к каппе (рис. 10), и начинают исследования с калибровки реографа и записи фоновых реопародонтограмм. Прикладывают функционально-дозированную нагрузку к исследуемому зубу и проводят запись РПГ через 3 - 5 минут после нагрузки. Реопародонтограммы записываются как в момент нагрузки, так и после снятия нагрузки до восстановления фоновых величин. Между нагрузками должен быть перерыв не менее 5 минут.

Литература.

1. Ибрагимов Т. И. Комплексное лечение пародонтита с применением имплантационных материалов. //Дис.... канд. мед. наук., М., 1993. — С. 126.
2. Копейкин В. Н. Руководство по ортопедической стоматологии. — М., 1993.
3. Копейкин В. Н. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта. — М.: Издательство «Триада-Х», 1998. С. 175.

4. Копейкин В. Н., Ковалев Ю. Ф., Лебеденко И. Ю., Арутюнов С. Д., Титов Ю. Ф., Малый А. Ю., Ибрагимов Т. И., Гришкина М. Г. Реопародонтографические исследования в клинике ортопедической стоматологии. Учебное пособие для студентов стоматологических факультетов и врачей-стоматологов. — М., 1997. С. 23.
5. Логинова Н. К. Оценка динамики кровоснабжения тканей челюстно-лицевой области (экспериментально-клиническое обоснование реографических исследований): Дис. ... докт. мед. наук. — М., 1983. С. 417.
6. Логинова Н. К. Функциональная диагностика в стоматологии. М., Изд-во «Партнер». 1994. — С. 77.
7. Логинова Н. К. Основные направления развития методов функциональной диагностики в стоматологии. В кн.: Экспериментальная и клиническая стоматология. М., 1977, Т. 7. Ч. 1. С. 34-37.
8. Логинова Н. К. Результаты функциональных исследований действия жевательных нагрузок на ткани пародонта // Труды VI съезда Стоматологической Ассоциации России. — М., 2000. С. 231-232.
9. Прохончуков А. А., Логинова Н. К., Жижина Н. А. Функциональная диагностика в стоматологической практике. М.: «Медицина», 1980. — С. 268.

Тема №4

Реопародонтографические исследования

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Показания к реопародонтографическому исследованию.	1. Ибрагимов Т. И. Комплексное лечение пародонтита с применением имплантационных материалов. // Дис.... канд. мед. наук., М., 1993. — С. 126.
2. Методика реопародонтографического исследования.	. Копейкин В. Н., Ковалев Ю. Ф., Лебеденко И. Ю., Арутюнов С. Д., Титов Ю. Ф., Малый А. Ю., Ибрагимов Т. И., Гришкина М. Г. Реопародонтографические исследования в клинике ортопедической стоматологии. Учебное пособие для студентов стоматологических факультетов и врачей-стоматологов. — М., 2009. С. 23.
3. Аппараты для реопародонтографии.	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. Показания к реопародонтографическому исследованию.	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск, 2006 г. "Ортопедическая сто-
2. Методика реопародонтографического исследования.	

3. Аппараты для реопародонтографии	матология", 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.Определить показания к реопародонтографии.	
4.Проводить реопародонтографию.	

4. Вопросы для контроля знаний.

1. Показания к методу реопародонтографии.
2. Методика проведения реопародонтографии.
3. На чем основан метод реопародонтографии.
4. Перечислите аппараты для реопародонтографии.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

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 Доплера), 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 (\sqrt{Cp}):

$$PM = M \times U \times c \times p \quad (6)$$

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 — M , среднее квадратическое отклонение среднего арифметического — СКО (σ), коэффициент вариаций — K_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 амплитудночастотный 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»:

M — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции;

σ — среднее квадратичное отклонение амплитуды колебаний кровотока от среднего арифметического значения M ;

$KУ$ — коэффициент вариации = $\sigma/M \times 100\%$.

Режим амплитудно-частотного спектра «АЧС»:

a — 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^A — диапазон частот 50-99 колеб/мин;

$CP2$ — диапазон частот 100-180 колеб/мин;

$\Gamma^A_{\text{пах}}$ — частота, которой соответствуют максимальные амплитуды колебаний в указанных диапазонах частот.

Режим «Функциональная проба»:

Окклюзионная проба

$M_{i \text{ с } x}$ — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени $T_2 - T_j$;

$M_{\text{Мин}} \sim \sim$ среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени $T_4 - T_3$;

$P_{\text{ф м а к с}}$ — максимальное значение при гиперемии;

$M_{\text{в о с с}}$ — среднее арифметическое значение в интервале

$t_9 - t_8 > T_3 - T_2 > T_4 - T_{H1} - T_5 - T_{H1} - T_6 - T_4, T_7 - T_6$ — интервалы времени;

$DM - M_{i \text{ с } x} - M_{\text{Мин}} (7)$;

RKK — резерв кровотока = $(P_{\text{ф м а к с}} / M_{i \text{ с } x}) \times 100\% (8)$;

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

Проба с нагреванием

$M_{i \text{ с } x}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_2 - T_i$;

$M_{\text{увелич}}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_5 - t_3$;

$P_{\text{ф макс}}$ — максимальное значение перфузии;

$M_{\text{в о с с}}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_7 - t_6$;

РКК — резерв кровотока = (П ф м а к с / Ми с х) x 100 %.

Проба с охлаждением

Пфмин — наименьшее значение перфузии при пробе;

Муменьш. — среднее арифметическое значение в интервале **t5-t3** ;

РКК — резерв кровотока = (П ф м и н / Ми с х) x 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 (н) характеризуется соотношением:

$$P. = Aс|г/Мх.00\% (9),$$

где А С Р — амплитуда кардиоритма (пульсовых колебаний), М — 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:

$$ИЭМ = ALF/ACF + A Н F (10),$$

где A|_p — 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):

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

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 (AC F) $\gg 0,3$ п. е., амплитуда высокочастотных колебаний (AH F) = 0,5 п. е., а для красного канала ALF $> 0,7$ п. е., AC F - 0,2 п. е., (AH F) - 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., Гири 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.
7. Хапилина Т. Э., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Применение ультразвуковой доплерографии при изучении гемодинамики пародонта. Материалы межинститутской научно-практической конференции «Окружающая среда и здоровье». — М., 1999. — С. 26-27.
8. Никитин Ю. М. Ультразвуковая доплерография в диагностике поражений магистральных артерий головы и основания мозга. — М., 1995. — С. 19.

Тема №5

Лазерная доплеровская флоуметрия

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний.

1. Показания к лазерной доплеровской флоуметрии.	1. Ибрагимов Т. И. Комплексное лечение пародонтита с применением имплантационных материалов. // Дис.... канд. мед. наук., М., 1993. — С. 126.
2. Методика лазерной флоуметрии.	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.
3. Аппараты для лазерной флоуметрии.	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.

2. Студент должен знать:

1. Показания к лазерной доплеровской флоуметрии.	«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. Методика лазерной флоуметрии.	
3. Аппараты для лазерной флоуметрии	

3. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента .	«Ортопедическая стоматология» Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск, 2006 г. "Ортопедическая сто- матология", А.С. Щербаков, Е.И. Гаврилов, В.Н. Трезубов, Е.Н Жулев. 2005 г.
2.Провести осмотр полости рта.	
3.Определить показания к лазерной доплеровской флоуметрии.	
4.Проводить лазерную доплеровскую флоуметрию.	

4. Вопросы для контроля знаний.

1. Показания к лазерной доплеровской флоуметрии.
2. Методика проведения лазерной доплеровской флоуметрии.
3. На чем основан метод лазерной доплеровской флоуметрии.
4. Перечислите аппараты для лазерной доплеровской флоуметрии

5. Структура практического занятия

6.

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

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 Доплера), 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 (\sqrt{Cp}):

$$PM = M \times U \times c \times p \quad (6)$$

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 — M , среднее квадратическое отклонение среднего арифметического — СКО (σ), коэффициент вариаций — K_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 амплитудночастотный 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»:

M — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции;

σ — среднее квадратическое отклонение амплитуды колебаний

кровотока от среднего арифметического значения M ;
 KV — коэффициент вариации = $\sigma/M \times 100\%$.

Режим амплитудно-частотного спектра «АЧС»:

a — 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^A — диапазон частот 50-99 колеб/мин;

$CP2$ — диапазон частот 100-180 колеб/мин;

Γ^A пах — частота, которой соответствуют максимальные амплитуды колебаний в указанных диапазонах частот.

Режим «Функциональная проба»:

Окклюзионная проба

$M_{сх}$ — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени $T_2 - T_j$;

$M_{мин}$ — среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции в интервале времени $T_4 - T_3$;

$P_{макс}$ — максимальное значение при гиперемии;

$M_{осс}$ — среднее арифметическое значение в интервале

$t_9 - t_8 > T_3 - T_2 > T_4 - T_{H1} - T_5 - T_{H1} - T_6 - T_4, T_7 - T_6$ — интервалы времени;

$DM - M_{сх} - M_{мин} (7)$;

RKK — резерв кровотока = $(P_{макс} / M_{сх}) \times 100\% (8)$;

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

Проба с нагреванием

$M_{сх}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_2 - T_i$;

$M_{увелич}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_5 - t_3$;

$P_{макс}$ — максимальное значение перфузии;

$M_{осс}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_7 - t_6$;

RKK — резерв кровотока = $(P_{макс} / M_{сх}) \times 100\%$.

Проба с охлаждением

$P_{мин}$ — наименьшее значение перфузии при пробе;

$M_{уменьш.}$ — среднее арифметическое значение в интервале $t_5 - t_3$;

RKK — резерв кровотока = $(P_{мин} / M_{сх}) \times 100\%$.

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 (н) характеризуется соотношением:

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

где A_{CP} — 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:

$$ИЭМ = A_{LF} / A_{CF} + A_{HF} \quad (10),$$

где A_{LF} — амплитуда вазомоторных колебаний, A_{CF} — амплитуда пульсовых колебаний, A_{HF} — амплитуда высокочастотных колебаний.

Проводится нормирование показателя амплитуды соответствующих ритмов к величине максимального разброса среднего значения параметра микроциркуляции за время измерения (Z_0):

$$A_{LF} / Z_0 \times 100\% \quad (11).$$

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 (A_{LF}) на слизистой полости рта в

норме 21 п. е. , амплитуда пульсовых колебаний (ACF) $\gg 0,3 \text{ п. е.}$, амплитуда высокочастотных колебаний (ANF) $= 0,5 \text{ п. е.}$, а для красного канала $ALF > 0,7 \text{ п. е.}$, $ACF - 0,2 \text{ п. е.}$, (ANF) $- 0,3 \text{ п. е.}$

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., Гири 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.
7. Хапилина Т. Э., Ибрагимов Т. И., Ишмухаметова Е. М. Применение ультразвуковой доплерографии при изучении гемодинамики пародонта. Материалы межинститутской научно-практической конференции «Окружающая среда и здоровье». — М., 1999. — С. 26-27.
8. Никитин Ю. М. Ультразвуковая доплерография в диагностике поражений магистральных артерий головы и основания мозга. — М., 1995. — С. 19.

7. **Модуль №2**
Тема №6

Радиоизотопные исследования

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к радиоизотопному исследованию.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика радиоизотопного исследования.	Ибрагимов Т. И., Гришкина М. Г. Оценка микроциркуляторного русла и интенсивности минерального обмена в тканях пародонта у больных с общесоматической патологией с помощью радионуклидного метода //Труды VI съезда СТАР. М., 2000. С. 204-205.
3. Аппараты для радиоизотопного исследования.	Ибрагимов Т. И., Каралкин А. В., Петухов В. А., Лебеденко И. Ю., Ковалев Ю. С , Нурмагомедов А. Ю. Оценка микроциркуляторного русла и интенсивности минерального обмена тканей пародонта радионуклидным методом // Сборник научных трудов к 70-летию В. Н. Копейкина Современные проблемы стоматологии#. — М., 2009. С. 113-115.

2. Студент должен знать:

1. Показания к радиоизотопному исследованию.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии
--	--

	логии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика радиоизотопного исследования.	Ибрагимов Т. И., Гришкина М. Г. Оценка микроциркуляторного русла и интенсивности минерального обмена в тканях пародонта у больных с общесоматической патологией с помощью радионуклидного метода //Труды VI съезда СТАР. М., 2000. С. 204-205.
3.Аппараты для радиоизотопного исследования.	Ибрагимов Т. И., Каралкин А. В., Петухов В. А., Лебеденко И. Ю., Ковалев Ю. С , Нурмагомедов А. Ю. Оценка микроциркуляторного русла и интенсивности минерального обмена тканей пародонта радионуклидным методом // Сборник научных трудов к 70-летию В. Н. Копейкина Современные проблемы стоматологии. — М., 2009. С. 113-115.

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.</p> <p>Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.</p>
2.Провести осмотр полости рта.	
3.Определить показания к радиоизотопному исследованию.	
4.Проводить радиоизотопное исследование.	

4. Вопросы для контроля знаний

1. Перечислите показания к радиоизотопному исследованию.
2. На чем основан метод радиоизотопного исследования.
3. Методика радиоизотопного исследования.
4. Аппараты для проведения радиоизотопного исследования.

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стиремостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

Ранняя диагностика изменений гемодинамики, прогнозирование их исходов, рациональный выбор лечебной тактики требуют широкого использования инструментальных неинвазивных методов исследования, не подверженных абберации (искажению).

Одними из таких неинвазивных методов исследования являются радионуклидные методы, которые являются достаточно информативными, атравматичными, безвредными и, самое главное, при этой методике возможно одновременное сопоставление данных изменений системной гемодинамики, органного кровотока и микроциркуляции. Это особенно ценно при изучении патологических изменений в тканях челюстно-лицевой области на фоне соматических заболеваний, влияющих на регионарную гемодинамику (гипертоническая болезнь, сахарный диабет, жировой гепатоз и др.). Хотя допустимость отдельного изучения органного кровотока или микроциркуляции очевидна, все же, оно не позволяет понять всю сложность расстройств циркуляции крови при той или иной болезни и тех причин и механизмов, которые их определяют. Отчасти такая ситуация сложилась из-за недостатка методических подходов, приемлемых для клинического использования. Расширение ареала применения радиоактивных препаратов привело к разработке достаточно простых методов исследования, несущих количественную информацию: сердечного выброса (радиокардиография), мозгового кровотока (радиоцереброциркулография) и микроциркуляторной системы, в том числе и в тканях пародонта.

Радионуклидные способы исследования микрогемоциркуляции с помощью радиоактивных изотопов

Из-за раннего вовлечения в патологический процесс микроциркуляторного звена сердечно-сосудистой системы при ишемической болезни сердца и гипертонической болезни, при эндокринных заболеваниях (сахарный диабет и др.), жировом гепатозе и других соматических заболеваниях нередко еще в доклинической стадии заболеваний внимание исследователей привлекает поиск подходов количественной оценки состояния микроциркуляторного русла. Более того, из-

вестно, что не менее чем в 10-30 % случаев стенокардия напряжения возникает при отсутствии существенных изменений коронарограммы. Ангинальный синдром в таких случаях обусловлен нарушениями микроциркуляции. При сахарном диабете нарушения микроциркуляторного русла в зубочелюстной системе очень часто определяются еще в доклиническом этапе. Для объективизации диагноза этих и других заболеваний, влияющих на микроциркуляторное русло, в настоящее время используют ряд достаточно сложных методик. Наибольшее распространение нашли радионуклидные методы исследований из-за их информативности.

В зависимости от вида получаемой информации *in vivo* радиодиагностические исследования подразделяют на методы радиометрии (радиографии) и методы радионуклидной визуализации (сцинтиграфия), которая является наиболее информативным и чаще применяется в медицине в диагностических целях. Диагностическая направленность и информативность радионуклидных методов определяется двумя важнейшими факторами: используемым радиофармацевтическим препаратом и типом применяемой радиодиагностической аппаратуры.

Радиофармацевтический препарат (РФП) представляет собой диагностическое или лечебное средство, содержащее в своем составе радионуклид как неотъемлемую часть основного ингредиента. Свойства РФП определяются с одной стороны радиоактивным нуклидом, используемым в качестве метки, с другой — химическим соединением (фармацевтическим средством), используемым в качестве носителя радиоактивной метки, и должны удовлетворять определенным требованиям, установленным в практической медицине: не вызывать патологических изменений в различных органах и тканях, не накапливаться в организме. Принцип методики исследования скорости микрогемоциркуляции заключается в том, что радиофармпрепараты, инъецированные в ткань, движутся из депо, локализованного в интерстициальном пространстве, в капилляры, а из них — в систему транспортных сосудов. При этом скорость клиренса (убывания) активности из депо прямо пропорциональна скорости капиллярного кровотока.

Исследования проводятся в положении больного лежа. На высоте 2 см над местом инъекции устанавливается коллимированный детектор. Запись кривой уменьшения активности из тканевого депо проводится с помощью самопишущего устройства при скорости движения ленты 5 мм/мин. Постоянная времени интенсиметра — 10 с.

При необходимости изучения резервных возможностей микроциркуляции до инъекции РФП выше места инъекции накладывается манжетка от тонометра или резиновый жгут.

Накануне исследования блокируют критический орган — щитовидную железу, — в течение трех суток 3-кратно дают раствор Люголя или 1-2% раствор йода. После этого в стандартную точку (например, в переднюю большеберцовую мышцу на 8 см ниже головки малоберцовой кости и на 2 см латеральнее гребешка переднего края большеберцовой кости или по выбору исследователя) инъецируется внутримышечно 0,1 мл раствора альбумина человеческой сыворотки, меченного I (RISA), активностью 5-10 мккюри (185-370 кБк).

Используется детектор с кристаллом NaI, активированным таллием. Детектор оснащается осевым цилиндрическим коллиматором с диаметром наружного отверстия диафрагмы 30 мм. Измерение проводится при включенном блоке вычитания внешнего фона (имеется лишь на зарубежном оборудовании). Показатель начальной скорости счета, выраженный в импульсах в минуту принимается за 100. Периодом полувыведения ($T_{1/2}$ клиренса РФП) считается время, в течение которого интенсивность излучения снижается на 50 %.

можно использовать бумагу с нанесенной полулогарифмической сеткой. Такой тип бумаги по оси X имеет равномерный масштаб, а по оси Y — логарифмический (рис. 30). Это позволяет наносить значения активности РФП тканевого депо непосредственно на полулогарифмический масштаб.

Методика измерения микроциркуляции в тканях зубочелюстной системы с помощью радиоизотопов

Оценка микроциркуляторного русла в тканях зубочелюстной системы с помощью радиоизотопного метода практически ничем не отличается от аналогичных методов исследования в других органах и тканях человека. Но оценка состояния микроциркуляции с функциональными пробами имеет свои особенности.

Например, провести гипоксическую (ишемическую) пробу наложением манжеты от тонометра или резинового жгута выше места введения РФП на голове невозможно. По этой причине при исследовании гемодинамики зубочелюстной системы применяют функциональные или термические пробы. Для применения функциональной пробы можно использовать электронный или механический гнатодинамометр. Для этого пациенту дают прикусить датчик гнатодинамометра с нагрузкой 50 Н (5 кг) в течение 30 секунд. После этого рассчитывается интервал времени, в течение которого длится постишемическая гиперемия.

Главным требованием к РФП, применяемым при исследовании в стоматологии, является локализация РФП в определенных органах и тканях, что задает диагностическую направленность и служит основой адекватной интерпретации радионуклидных исследований. Ведущее требование к радионуклидам, используемым для того, чтобы пометить указанные фармацевтические соединения, — низкая радиотоксичность. Она определяется двумя основными характеристиками: периодом полураспада, видом и энергией излучения.

Сцинтиграфия челюстей.

Лучевая нагрузка на организм при использовании короткоживущих РФП, меченных технецием, невелика и суммарная доза поглощенной активности на одном этапе исследования составляет 1/15 разовой разрешенной суммарной дозы.

Литература

1. Белоус А. К., Зубовский Г. А., Зозуля А. А. Определение объема циркулирующей крови с помощью радиоактивных нуклидов (Методические рекомендации). — М., Киев, 1979.
2. Ибрагимов Т. И., Каралкин А. В., Петухов В. А., Лебеденко И. Ю., Ковалев Ю. С., Нурмагомедов А. Ю. Оценка микроциркуляторного русла и интенсивности минерального обмена тканей пародонта радионуклидным методом

// Сборник научных трудов к 70-летию В. Н. Копейкина Современные проблемы стоматологии†. — М., 1999. С. 113-115.

3. Ибрагимов Т. И., Гришкина М. Г. Оценка микроциркуляторного русла и интенсивности минерального обмена в тканях пародонта у больных с общесоматической патологией с помощью радионуклидного метода // Труды VI съезда СТАР. М., 2000. С. 204-205.

4. Прохончуков А. А., Логинова Н. К., Жижина Н. А. Функциональная диагностика в стоматологической практике, м.: † Медицина†, 1980.С. 268.

5. Samdneh M., Goetsova J., Fiserova J., Skovranek J. Differences in muscle blood flow in upper and lower extremities of patients after correction of coarctation of the aorta // Circulation. — 1976. — Vol. 56. No. 3. P. 377-381.

Тема № 7

Эхоостеометрия

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к эхостереометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика эхостереометрии.	Дубров Э. Я. Итоги и перспективы ультразвуковой остеометрии / / Ультразвук в физиологии и меди- цине. — Ташкент, 2008. — С. 23-24.
3. Аппараты для эхостереометрии.	Логинова Н. К. Функциональная диагностика в стоматологии. М.,Изд-во «Партнер». 2010. — С. 77.

1. Студент должен знать:

1. Показания к эхостереометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- логии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика эхостереометрии.	Дубров Э. Я. Итоги и перспективы ультразвуковой остеометрии / / Ультразвук в физиологии и меди- цине. — Ташкент, 2008. — С. 23- 24.
3. Аппараты для эхостереометрии.	Логинова Н. К. Функциональная диагностика в стоматологии. М.,Изд-во «Партнер». 2010. — С. 77.

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания к эхостереометрии. 4. Проводить эхостереометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стомато- логии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
---	--

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания к эхостереометрии.
2. На чем основан метод эхостереометрии.
3. Методика эхостереометрии.
4. Аппараты для проведения эхостереометрии.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

Эхоостеометрия (ЭОМ) — метод прижизненной количественной оценки состояния плотности костной ткани путем измерения времени прохождения ультразвуковых колебаний через исследуемый участок костной ткани. Он безвреден и отличается большой чувствительностью к изменениям минеральной насыщенности костной ткани. Данная методика исследования в стоматологии может проводиться с помощью диагностического прибора «Эхоостеометр ЭОМ-01ц» (рис. 34).

Эхоостеометр ЭОМ-01 ц.

Метод ЭОМ предназначен для объективной оценки эффективности лечения и диагностики деструктивных процессов (остеопороза) в челюстной кости при заболеваниях пародонта, переломах челюстей, имплантации, а также для динамического наблюдения за их течением.

Положительная динамика в увеличении скорости прохождения ультразвука по челюстной кости при лечении заболеваний пародонта свидетельствует о восстановлении (минерализации) структуры костной тканичелюсти.

Перспективность эхоостеометрического метода определения плотности костной ткани связана с объективностью диагностики, так как данная методика дает количественную оценку «прочностным» свойствам костной ткани. Параметры ЭОМ, характеризующие состояние костной ткани, находятся в прямой зависимости от возраста, пола и механической нагрузки на кость. Последнее чрезвычайно важно для пародонта, который испытывает постоянные механические нагрузки жевательного давления. Под действием функциональных нагрузок метаболические процессы в костной ткани интенсифицируются, и поэтому усиливается костеобразование. От этого плотность костной ткани на рабочей стороне челюстей будет больше, а время прохождения ультразвука меньше (ультразвуковые волны проходят быстрее по более плотной кости).

До начала исследования необходимо проверить работоспособность прибора «ЭОМ-01ц» с помощью тест-объекта из комплекта прибора в режиме абсолютных упражнений. Для этого центры ультразвуковых диагностических головок (ДГ) фиксируют в пластмассовом держателе на расстоянии 50 мм друг от друга и прижимают их рабочими поверхностями к тест-объекту через слой глицерина или вазелинового масла. Показания цифрового табло прибора должны находиться в пределах 15-16 мкс. Перед началом эхоостеометрического исследования, визуально и пальпаторно определяют местоположение исследуемого участка кости, в проекции которого кожу необходимо смазать акустическим гелем или специальными кремами. В проксимальном и дистальном конце исследуемого участка кости устанавливают два датчика (рис. 35), один из которых является излучателем, а другой — приемником.

Предусмотренная в комплекте прибора стандартная рукоятка предназначена для ровного прикладывания датчиков к коже. При этом минимальное расстояние между датчиками составляет 50 мм, что ограничивает исследования костных тканей меньшей протяженности. Помимо этого, жесткая конструкция рукоятки не обеспечивает плотного контакта датчика с кожей. По этой причине применяют метод наложения датчиков без жесткой рукоятки, когда датчики накладываются параллельно друг другу на отрезке, необходимом для исследования, а расстояние между ними измеряют с помощью линеек и штангенциркуля.

Скорость распространения ультразвука в участке кости, находящемся между датчиками, определяют по формуле:

$$C = 1/1 \times 10 \text{ (см/с)} \text{ (15),}$$

где I — длина исследуемого отдела кости, мм, 1 — время прохождения ультразвуковых волн в кости за 1 секунду, 10 — коэффициент.

Однако при этом не учитывается скорость распространения ультразвуковых волн в подлежащих мягких тканях. Поэтому лучше применить методику расчета ультразвуковой остеометрии, где учитываются известные скорости распространения ультразвука в мягких тканях, а с помощью глубиномера установить толщину мягких тканей под излучающим и приемными датчиками и оп-

ределить скорость распространения ультразвуковых волн в костной ткани с помощью формулы:

$$C = l_m / t \times 10^{-4} \text{ (16)},$$

где l_m — суммарная толщина мягких тканей под датчиками, мм, 1540 см/мкс — средняя скорость распространения ультразвука в мягких тканях.

Ручка установки глубиномера находится на передней панели эхоостеометра ЭОМ-01ц.

Данная формула расчета, при обязательном строго заданном и воспроизводимом расположении датчиков, позволяет установить скорость распространения ультразвуковых волн в костной ткани челюстей. При этом определенную трудность представляет определение скорости распространения ультразвука в костной ткани верхней челюсти: во-первых, на верхней челюсти ультразвуковые волны рассеиваются из-за отсутствия прямолинейного участка костной ткани; во-вторых, в области скуловой кости затруднено параллельное расположение датчиков. Поэтому измерения в боковых сегментах верхней челюсти проводят, расположив датчик-излучатель за скуловой дугой, а воспринимающий датчик впереди. Такого расположения датчиков надо придерживаться при изучении происходящих изменений в области моляров верхней челюсти.

Эхоостеометрические исследования можно проводить в области жевательных зубов (премоляров и моляров) верхней и нижней челюстей и также в области фронтальных зубов (резцов) обеих челюстей. Одновременное проведение исследований в области жевательных и фронтальных зубов невозможно из-за того, что при этом нарушается параллельность наложения датчиков и искажаются эхоостеометрические данные. У здоровых людей без патологических изменений в тканях пародонта скорость распространения ультразвуковых волн на верхней челюсти равна в среднем 0,325 см/мкс, а на нижней челюсти — 0,315 см/мкс. Скорость распространения в неизменной костной ткани нижней челюсти составляет в среднем 0,332 см/мкс, в верхней — 0,310 см/мкс. У лиц с общесоматическими заболеваниями, влияющими на регионарную гемодинамику и плотность костной ткани (ишемическая болезнь сердца, постменопаузальный остеопороз, жировой гепатоз, сахарный диабет и др.), эти показатели при отсутствии или с незначительными клиническими проявлениями пародонтита уменьшаются до 0,295 см/мкс, а при тяжелой форме пародонтита — до 0,245-0,250 см/мкс.

Эффективность комплексного лечения воспалительных заболеваний тканей пародонта с помощью эхоостеометрии оценивают по увеличению скорости прохождения ультразвуковых волн по костной ткани челюстей. Для оценки эффективности проводимого лечения исследования необходимо провести до начала лечения, в период лечения, а также через определенные промежутки после лечения.

Литература

1 . Дубров Э. Я. Итоги и перспективы ультразвуковой остеометрии // Ультразвук в физиологии и медицине. — Ташкент, 1980. — С. 23-24.

2. Дусмуратов А. М., Исамухамедова М. А., Гулямова Ф. А. Методика ультразвуковой остеометрии лицевого скелета // Стоматология. —1988. — № 6 . — С. 36-38.
3. Ибрагимов Т. И. Комплексное лечение пародонтита с применением имплантационных материалов//Дис. ... канд. мед. наук. М., 1993. —С. 126.
4. Логинова Н. К. Функциональная диагностика в стоматологии. М.,Изд-во «Партнер». 1994. — С. 77.

ТЕМА: № 8

Методика гнатодинамометрического исследования

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к гнатодинамометрическому исследованию.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика гнатодинамометриче- ского исследования.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3. Аппараты для гнатодинамометри- ческого исследования.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1. Показания к гнатодинамометри- ческому исследованию.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- логии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика гнатодинамометриче- ского исследования.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо-

	ленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для гнатодинамометрического исследования.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания к гнатодинамометрическому исследованию. 4.Проводить гнатодинамометрическое исследование.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
---	--

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания к гнатодинамометрическому исследованию.
2. На чем основан метод гнатодинамометрического исследования
3. Методика гнатодинамометрического исследования
4. Аппараты для проведения гнатодинамометрического исследования

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут

5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

Гнатодинамометрия является одним из объективных методов выявления силы, развиваемой жевательной мускулатурой, и предназначен для измерения усилия-сжатия челюстно-лицевого мышечного аппарата на ткани пародонта зуба при нормальных и патологических состояниях зубочелюстной системы в различных участках зубного ряда. Гнатодинамометрия применяется при функциональной диагностике в ортопедической и хирургической стоматологии. Для измерения жевательного давления существуют механические и электронные гнатодинамометры. Один из первых аппаратов для измерения жевательного давления (гнатодинамометр) был создан Блеком. Аппарат имеет раздвинутые пружиной щечки и шкалу с указателем, который при сдавлении щечек зубами передвигается, указывая силу давления. Данные гнатодинамометрии не характеризуют всю мышечную силу, а отражают предел выносливости пародонта, т. к. при появлении боли в области пародонта зубов дальнейшее сокращение мышц рефлекторно прекращается. Установлено, что при выключении чувствительности пародонта с помощью анестезии жевательное давление увеличивается почти в 2 раза. Если жевательное давление у молодых людей равно 35 кг, то после обезболивания оно поднималось до 60 кг, но такое давление на зубы опасно из-за возможности повреждения эмали зубов.

Последующие механические гнатодинамометры хотя и были усовершенствованы, но принцип действия этих аппаратов остался без изменения. На рисунке представлен механический гнатодинамометр «Визир», серийно выпускаемый в Санкт-Петербурге.

Более совершенный и точный аппарат для осуществления функциональных исследований состояния мышц челюстно-лицевой области и тканей пародонта — электрогнатодинамометр «Визир Э1000», снабженный тензодатчиками. Этот прибор

рекомендован МЗ РФ для применения в медицинской практике, № Гос. реестра 93/199-296 и серийно выпускается Санкт-Петербургским объединением ЦНИИ «Электроприбор».

Механический гнатодинамометр «Визир» с комплектом сменных насадок.

Гнатодинамометр «Визир Э1000» выполнен в виде настольного прибора и состоит из тензометрического датчика, функциональных узлов, расположенных на трех печатных платах, и батареи аккумуляторов.

В комплект данного гнатодинамометра входят: сам гнатодинамометр, зарядное устройство для заряда батареи аккумуляторов и комплект сменных насадок, с помощью которых гнатодинамометр обеспечивает возможность измерения.

На лицевой панели гнатодинамометра «Визир Э1000» расположены следующие элементы управления и индикации:

- 1) Переключатель ВКЛ/ВЫКЛ.
- 2) Переключатель режима измерений, имеющий два положения.

В положении ТЕКУЩЕЕ осуществляется режим измерения мгновенных значений усилий, а в положение МАКС-режим — фиксирует максимальные значения усилий.

3) На боковой стенке гнатодинамометра расположен держатель, в который устанавливается датчик после исследования.

4) Основной частью датчика является упругий элемент в виде двойной балки равного сопротивления. На свободных концах балки размещены накусочные площадки (насадки), которые помещаются между антагонизирующими участками зубного ряда и воспринимают силу воздействия челюстно-лицевого мышечного аппарата на датчик. Измеряемая сила вызывает деформацию упругого элемента, которая приводит к изменению электрического сопротивления тензорезисторов. Эти изменения, посредством преобразователя коммутатора отображаются на жидкокристаллическом табло.

Методика измерения

На рабочую часть датчика надевают полихлорвиниловую трубку одноразового использования и выставляют на табло прибора «О», затем выбирают режим работы в положении «МАКС». Обследуемого удобно усаживают в кресле, при этом стараются

избегать психологических стрессов, способных повлиять на результаты исследования (разъясняют пациенту суть исследования, обращая внимание на безвредность и безболезненность процедуры). Пациента просят открыть рот и укладывают площадку датчика на исследуемый зуб или группу зубов.

Затем обследуемого просят максимально сжать зубы и фиксируют полученный результат в Н (Ньютонах).

Наложение гнатодинамометрических датчиков.

При этом выясняют у обследуемого, что для него явилось критерием максимальных усилий (невозможность сильнее напрячь жевательную мускулатуру, боль в области исследуемого зуба, мышц или височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС)) и фиксируют данные в истории болезни.

В таблицу вносят среднее арифметическое значение из 3 измерений, полученных с интервалом 1-2 мин. Необходимо помнить, что выносливость пародонта к нагрузке строго индивидуальна и увеличивается по мере роста и развития зубочелюстной системы. Суммарная выносливость пародонта зубов верхней челюсти к нагрузке значительно выше, чем на нижней челюсти, и составляет, по данным В. Ю. Курляндского, в среднем 252 кг, тогда как для нижней челюсти — всего 150 кг. При установке гнатодинамометра в области жевательных зубов абсолютная сила жевательных мышц равна 50-140 кг, и

45-75 кг — при установке гнатодинамометра в области фронтальных зубов.

По нашим данным, функциональная выносливость опорного аппарата зубов в норме для мужчин составляет в среднем: для верхней челюсти 1460 Н, а для нижней челюсти 1410 Н. Для женщин эти показатели значительно ниже и равны 1145 Н и 1120 Н

соответственно. В связи с тем, что все эти данные являются весьма усредненными, гнатодинамометрические исследования имеют наибольшую ценность при динамическом наблюдении за результатами лечения функциональной па-

тологии зубочелюстной системы и при проведении комплексных сравнительных исследований пациентов с различными функциональными пробами.

Литература

1. Копейкин В. Н. Руководство по ортопедической стоматологии. — 1993.
2. Курляндский В. Ю. Ортопедическая стоматология. М.: «Медицина», 1969. С. 493.
3. Прохончуков А. А., Логинова Н. К., Жижина Н. А. Функциональная диагностика в стоматологической практике. М.: «Медицина», 1980. С. 268.
4. Щербаков А. С, Гаврилов Е. И., Трезубое В. Н., Жулев Е. Н. Ортопедическая стоматология. — СПб.: «Фолиант», 1999. С. 512.

Тема № 9

Периотестметрия

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к периотестометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика периотестометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3. Аппараты для периотестометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- гии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1. Показания к периотестометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стоматоло- логии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика периотестометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо-

	ленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для периотестометрии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания к периотестометрии. 4.Проводить периотестометрию.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
--	--

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания к периотестометрии.
2. На чем основан метод периотестометрии
3. Методика периотестометрии.
4. Аппараты для периотестометрии.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут

ни		
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

Функциональные возможности опорного аппарата зубов врачи-стоматологи в основном определяют с помощью одонтопародонтограммы по В. Ю. Курляндскому, которая является достаточно информативным и эффективным методом исследования.

Но определение функциональных возможностей тканей пародонта зубов по одонтопародонтограмме имеет свои недостатки: не всегда зондирование дает точные данные о глубине патологического кармана из-за наличия поддесневых зубных отложений или в результате роста в карман эпителиальных тканей, а резорбцию костной ткани с вестибулярной и оральной сторон зубов невозможно определить с помощью рентгенологических исследований. В такой ситуации для сравнительного анализа данных о функциональных возможностях опорного аппарата зубов достаточно эффективно совместно с одонтопародонтограммой использовать периотестметрию.

Периотестметрия — это метод опосредованной оценки состояния опорных тканей зуба, т. е. функциональных возможностей пародонта, проводится с помощью прибора «Периотест 3218»

Периотест 3218.

Данный прибор соответствует требованиям норм ЕЫ 60601-1 и ЕЫ 60601-1-2 и отмечен знаком СЕ в соответствии с руководящим документом 93/42/Е\ЛЮ от 14 июня 1993 года по медицинским изделиям.

«Периотест» вычисляет способность тканей пародонта вернуть зуб в исходное положение после действия на него определенной внешней нагрузки (функциональной или патологической). Прибор состоит из приборного блока, компьютерного анализатора и наконечника, соединенных между собой. Компьютерный анализатор построен на микросхемах, снабжен источником питания, четырьмя микропроцессорами и логическими схемами сравнения. Прибор компактен, снабжен оптической (цифровая информация на дисплее) и акустической (результаты измерения выдаются в звуковом виде) системой информации. Два микропроцессора служат для обработки информации, третий содержит программу управления, в четвертый заложена речевая программа. Программа аппарата предусматривает автоматическое перкутирование 16 раз подряд с частотой 4 удара в секунду. При каждом измерительном импульсе аппарат издает короткий звуковой сигнал, а после окончания измерения следует длинный звуковой сигнал. Затем на цифровом индикаторе появляется соответствующий индекс, который сопровождается аудио-речевой информацией.

Рабочим элементом в наконечнике является боек, включающий пьезоэлемент, работающий в двух режимах: генераторном и приемном.

Первый режим — возбуждение механического ударного импульса и передача его бойку, второй — прием отклика механической системы и передача его для анализа в микропроцессорную часть.

Физический принцип работы прибора заключается в преобразовании электрического импульса в механический. Исследуемый зуб перкутируется бойком наконечника через равные промежутки времени (250 мс) с усилием, являющимся атравматичным как для твердых тканей зуба, так и для тканей пародонта. Перкутирование проводится на уровне между режущей поверхностью зуба и его экватором, при исследовании постоянных зубов на различной стадии прорезывания и формирования их корневой части. Микропроцессор прибора регистрирует характеристики взаимодействия бойка с зубом, рассчитывает средний показатель за 16 ударов, контролирует правильность полученных результатов, которые после каждой серии ударов отображаются в виде индекса.

За один период времени возбужденный ударом импульс проходит по зубу, передается тканям периодонта и отражается от них. В зависимости от состояния эластичности волокон периодонта зуба, отраженный сигнал существенно изменяется. Чем устойчивее и жестче связочный аппарат зуба, тем быстрее будет взаимодействие бойка с зубом и отдача удара бойку. Методика изучения амортизационной, демпфирующей способности пародонта заключалась в следующем: исследуемый зуб перкутировали бойком наконечника, направленным горизонтально и под прямым углом к середине вестибулярной анатомической плоскости первичной коронки опорного зуба на высоте 5 мм от уступа, располагаясь от него на расстоянии 0,5-2,0 мм. Отклонение наконечника от данного положения приводит к искажению звукового сигнала, отсутствию индекса на цифровом индикаторе и аудио-речевой информации. Поэтому одним из обязательных условий при проведении исследования является правильное положение головы пациента. При исследованиях, проводимых на группе верхних фронтальных зубов, голову пациента необходимо слегка наклонить вниз, при исследованиях на группе нижних передних зубов голова пациента занимает почти вертикальное положение. При малейшем несоответствии положения наконечника прибора к вестибулярной поверхности исследуемого зуба, микропроцессор сигнализирует об этом, поэтому информация всегда объективна. Во время проведения исследования зубные ряды всегда должны быть разомкнуты. Таким образом, данные исследования помогают в решении вопросов, связанных с возможностью использования исследуемого зуба в целях протезирования, в выборе конструкции протеза, а при динамическом наблюдении, позволяют оценить результаты лечения и правильность проведенных ортопедических мероприятий. Учитываются среднее арифметическое из 3 измерений с интервалом 10-15 секунд.

Проведя комплексные исследования функциональных возможностей зубов после удаления под- и надцесневых зубных отложений с использованием рентгеновских снимков, изучением одотопародонтограмм, вычислением подвижности зубов, определением глубины пародонтальных карманов и проведением периотестметрических исследований мы выяснили, что поданным периотестметрических исследований можно определить тяжесть пародонтита.

Данные периотестметрии при здоровом пародонте у людей без общесоматической патологии, влияющей на состояние костных тканей челюстей (ос-

теопороз, декомпенсированная форма сахарного диабета и др.), колеблются в пределах от -5 до + 10 единиц. У пациентов с пародонтитом легкой степени колеблются в пределах +10 — +20 единиц. Такие же данные мы получили и у пациентов с общесоматическими заболеваниями, влияющими на состояние плотности костной ткани челюстей, но без видимых патологических изменений в тканях пародонта. При пародонтите средней степени тяжести от +20 до +30 единиц, а при тяжелой форме пародонтита более +30 единиц.

Литература

1. Перегудов А. Б. Применение съемных зубных протезов с фрикционно-штифтовой телескопической системой фиксации: Дис. ... канд.мед. наук. — М., 1999. С. 169.

Тема № 10.

Определение центрального соотношения челюстей (АОЦО)

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1.Методика определения центрального соотношения челюстей.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2.Аппараты для определения центрального соотношения челюстей	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1.Методика определения центрального соотношения челюстей.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2.Методика определения центрального соотношения челюстей.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3.Определять центральное соотношение челюстей.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеенко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
---	--

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Методика определения центрального соотношения челюстей.
2. Аппараты для определения центрального соотношения челюстей.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

Определение центрального соотношения челюстей является одним из важных этапов при протезировании больных с частичной вторичной адентией при отсутствии зубов-антагонистов или при полной адентии. При этом необходимо точно определить положение нижней челюсти по отношению к верхней в трех взаимно перпендикулярных плоскостях — трансверсальной, сагиттальной и вертикальной.

Для определения центрального соотношения челюстей существуют широко известные функциональные методы: анатомо-физиологический, биофункциональный и функционально-физиологический.

Для определения центрального соотношения челюстей функционально-физиологическим методом министерством здравоохранения СССР в 1987 г. был рекомендован аппарат АОЦО. Работа аппарата основана на принципиальном положении о том, что оптимальным межальвеолярным расстоянием и взаимоотношением челюстей является такое положение нижней челюсти, при котором мышцы челюстно-лицевой области развивают максимальное сжимающее усилие. Снижение высоты нижнего отдела лица хотя бы на 0,5 мм чет-

ко регистрируется по уменьшению максимальной силы сжатия жевательных мышц.

Аппарат АОЦО предназначен для определения оптимального межальвеолярного расстояния и центрального соотношения челюстей, путем регистрации усилий, развиваемых мышцами челюстно-лицевой области при различном межальвеолярном расстоянии в момент сжатия челюстей. Составными частями аппарата являются: специальный измеритель усилий, состоящий из датчика усилий и измерительного блока, и внутриротное устройство с набором средств фиксации вертикального взаимоотношения челюстей. Внутриротное устройство предназначено для фиксации вертикального взаимоотношения челюстей с дискретностью 0,5 мм с помощью сменных штырей высотой от 6 до 23 мм. Аппарат АОЦО измеряет усилие, развиваемое мышечно-челюстной системой пациента в интервале от 0 до 500 Н. Измеряемое усилие отображается стрелкой на измерительном приборе. Аппарат позволяет регистрировать измеряемое усилие на самописце или на мониторе компьютера.

Методика определения центрального соотношения челюстей с помощью аппарата АОЦО

На моделях, изготовленных по анатомическим оттискам, изготавливают ложки-базисы из самотвердеющей пластмассы или методом горячей полимеризации. На этих базисах формируют прикусной валик на верхней челюсти из воска. На прикусном валике верхней челюсти в полости рта больного формируют протетическую плоскость по общепринятой методике.

После этого из приложенного к аппарату АОЦО комплекта опорных пластин подбирают пластину нужного размера и укрепляют ее с помощью быстротвердеющей пластмассы на базисе нижней челюсти в области премоляров параллельно окклюзионной поверхности верхнего валика. Разведенная для укрепления опорной пластины быстротвердеющая пластмасса может быть использована и для создания опорной площадки в области базиса верхней челюсти, напротив места расположения датчика.

Эта площадка, как и опорная пластина, должна быть параллельна окклюзионной поверхности сформированного прикусного валика верхней челюсти.

На опорную пластину устанавливают имитатор датчика со стержнем, имеющим заостренный конец. Высота стержня должна фиксировать величину межальвеолярного расстояния в положении физиологического покоя.

На верхнечелюстную опорную пластинку укладывается копировальная бумага. Для точного определения готического угла лучше использовать пластину, предварительно закопченную или покрытую жирным карандашом. После многократного открывания и закрывания рта, движения нижней челюсти вперед, назад и в стороны определяется точка, соответствующая центральному соотношению челюстей пациента (вершина готического угла). В области вершины готического угла маленькой фрезой создается углубление для упора вершины измерительного стержня, что поможет в дальнейшем производить повторные сжатия челюстей именно в найденном оптимальном положении.

Затем на опорную пластину устанавливается датчик со стержнем, у которого высота при ее упоре в углубление на опорной площадке базиса верхней челюсти равна высоте физиологического покоя нижней челюсти.

После этого кабель датчика подключают к разъему ДАТЧИК измерительного блока аппарата АОЦО и измеряют усилия, развиваемые мышцами в момент сжатия челюстей. Дальнейшие измерения осуществляются при уменьшении высоты стержня на 0,5 мм. При каждом стержне измерения проводятся трижды и записываются в историю болезни. Исследования прекращаются после того, как величина усилий при сжатии челюстей начинает уменьшаться.

За правильное межальвеолярное расстояние принимается то положение нижней челюсти, при котором мышцы челюстно-лицевой области развивают последнее перед уменьшением высоты максимальное усилие в момент сжатия челюстей. Это расстояние соответствует центральному соотношению челюстей при оптимальной величине межальвеолярного расстояния.

После выбора искомого стержня отключают датчик аппарата, снимают его с пластины и вместо него вновь устанавливают имитатор датчика, расположив на нем стержень найденной высоты, а на опорную пластинку верхней челюсти наносят тонкий слой расплавленного воска. Больному предлагают сжать челюсти до прикосновения датчика с пластинкой на верхней челюсти и сделать несколько движений в стороны и вперед. При этом на пластинке верхней челюсти отобразится запись готического угла. Вершина готического угла будет соответствовать центральному соотношению челюстей.

После определения высоты нижнего отдела лица и правильного положения нижней челюсти по отношению к верхней челюсти в горизонтальном отношении получают функционально-присасывающиеся оттиски с верхней и нижней челюстей под силой жевательного давления самого пациента. После этого желательно производить притирку восково-корундовых окклюзионных валиков под контролем штифта высоты.

Затем наносят антропометрические ориентиры на окклюзионные валики и соединяют валики верхней и нижней челюстей в положении центрального соотношения челюстей.

Литература

1. Копейкин В. Н., Миргазизов М. З. Ортопедическая стоматология // Учебник для студентов стоматологических факультетов медицинских вузов. — М.: «Медицина», — 2001. С. 320.
2. Цимбалистов А. В., Войтецкая И. В., Михайлова Е. С, Садиков Р. А. Функциональная диагностика в ортопедической стоматологии // Медицинский бизнес. — № 4 (82). — 2001.

Тема №11.

Определение податливости слизистой оболочки протезного ложа

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к определению податливости слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика определения податливости слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3. Аппараты для определения податливости слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1. Показания к определению податливости слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика определения податливости слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов,

	В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для определения податливости слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания для определения податливости слизистой оболочки. 4.Определять податливость слизистой оболочки.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
---	---

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания для определения податливости слизистой оболочки.
2. На чем основан метод определения податливости слизистой оболочки.
3. Методика определения податливости слизистой оболочки
4. Аппараты для определения податливости слизистой оболочки.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут

ни		
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

При снятии оттисков и изготовлении по ним съёмных пластиночных и бюгельных протезов больным с частичной и полной адентией большое значение имеет учет податливости слизистой оболочки протезного ложа. Знание податливости слизистой оболочки протезного ложа определяет возможность улучшения фиксации и стабилизации съёмных протезов и их функциональной активности. На различных участках челюсти неподвижная слизистая оболочка имеет разную податливость. В. Ю. Курляндский по характеру податливости мягких тканей твёрдое нёбо разделял на две части: переднюю и заднюю. Передняя часть доходит до области второго премоляра и отмечается плотной, мало податливой слизистой оболочкой. Слизистая оболочка задней части твёрдого нёба имеет хорошо развитый подслизистый слой, содержит большое число слизистых желез и имеет достаточно хорошую податливость. А. П. Воронов отмечает, что нет четкой закономерности в степени податливости слизистой протезного ложа, а имеются области, где отмечаются наибольшая и наименьшая податливость.

Наименьшая податливость слизистой оболочки в норме отмечается в области нёбного шва (около 0,1 мм), а наибольшая — в задней трети твёрдого нёба (до 4 мм). Для измерения податливости слизистой оболочки протезного ложа А. П. Вороновым с соавт. 1_ предложен аппарат.

Перед началом работы индикатор (1) аппарата настраивается на ноль. Затем наконечник аппарата вводится в рот больного и прижимается к исследуемому участку слизистой оболочки до момента зажигания индикаторной лампочки (3). В этом положении нужно зафиксировать шток с помощью стопорного винта (4) и снять с прибора цифровые показатели индикатора. Данный аппарат позволяет определять не только степень погружения щупавалика в слизистую оболочку, но и данные о давлении на единицу площади, при котором это погружение произошло.

Показатели податливости слизистой оболочки протезного ложа на нижней челюсти в норме имеют достаточно стабильные результаты и в среднем равны $0,32 \pm 0,8$ мм, а на верхней челюсти податливость слизистой оболочки имеет значительную вариабельность: от $0,28 \pm 0,1$ до $2,21 \pm 1,1$ мм. Наиболее податливой зоной протезного ложа верхней челюсти является задняя треть твёрдого нёба на уровне вторых моляров, в участке между гребнем альвеолярного отростка и нёбным швом — $2,21 \pm 1,1$ мм, а наименее податливой зоной является область шва твёрдого нёба — $0,28 \pm 0,1$ мм.

Литература

1. Абдурахманов А. И. Клинико-экспериментальное обоснование методов улучшения ортопедического лечения при полной вторичной адентии: Дис. ... канд. мед. наук. — М., 1982. С. 139.

2. Воронов А. П., Абдурахманов А. И. и др. Аппарат для исследования податливости слизистой оболочки полости рта. // Удостоверение № 160 на рационализаторское предложение. — 1979.

Тема №12.

Определение углов наклона жевательных зубов.

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к определению углов	Ортопедическая стоматология
----------------------------------	-----------------------------

наклона жевательных зубов.	Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика определения углов наклона жевательных зубов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для определения углов наклона жевательных зубов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1.Показания к определению углов наклона жевательных зубов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2.Показания к определению углов наклона жевательных зубов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева,

	Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для определения углов наклона жевательных зубов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стомато- логии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания к определению углов наклона жевательных зубов 4.Определять углы наклона жевательных зубов.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо- ленск 2006 г. Руководство к практическим заня- тиям по ортопедической стомато- логии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
---	--

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания определению углов наклона жевательных зубов.
2. На чем основан метод определения углов наклона жевательных зубов
3. Методика определения углов наклона жевательных зубов
4. Аппараты для определения углов наклона жевательных зубов.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

При определении функциональных возможностей опорных зубов врачи-стоматологи очень часто учитывают только резорбцию костной ткани альвеолярного отростка, хотя угол наклона зубов имеет не меньшее значение. Пропорционально увеличению угла наклона зубов падают функциональные возможности этих зубов.

Определение углов наклона зубов на рентгенограммах проводится с помощью оптического негатоскопа (рис. 44), сконструированного на кафедре госпитальной ортопедической стоматологии Московского медицинского стоматологического института (авторское свидетельство № 340411).

Прибор имеет небольшие габариты, увеличивает изображение на рентгенограмме, позволяет определить углы наклона зубов, является универсальным для диагностики.

Оригинальным узлом прибора является подвижный нониус, имеющий перемещение по всей плоскости экрана. Нониус представляет собой совокупность креста, угловых рисков и масштабной линейки.

Крест — это взаимно перпендикулярные риски, центр перемещения которых совпадает с осью вращения лимба. Угловые риски расположены на верхней полуокружности с обеих сторон по вертикали.

Они представляют собой угловую шкалу с ценой деления в 1° , позволяющую измерять углы наклона зубов от 0° до 60° . Масштабная линейка расположена в нижней части полуокружности. Движение нониуса по горизонтали осуществляется путем взаимодействия маховичка с кареткой горизонтального перемещения. Движение по вертикали происходит за счет взаимодействия ползунка с винтом вертикального перемещения.

Методика исследования

Укрепив рентгенограмму на экране негатоскопа, совмещаем ориентиры: базисную линию нижней челюсти с горизонтальной линией экрана. Базисная линия — это искусственный ориентир, введенный для определения углов наклона зубов: линия, соединяющая крайние точки нижних полюсов подбородочного бугра и угла нижней челюсти. Варьируя горизонтальными и вертикальными перемещениями лимба, добиваемся совпадения горизонтальной линии нониуса с горизонтальной линией экрана и базисной линией нижней челюсти. После этого перемещаем конус по горизонтали к зубу, угол наклона которого следует определить.

Поворачиваем лимб до совпадения вертикальной линии нониуса с продольной осью зуба, горизонтальная линия нониуса при этом пересекает горизонтальную линию экрана и можно производить считывание результатов. При повороте лимба по часовой стрелке отсчет ведется по правой угловой шкале нониуса, при повороте против часовой стрелки — по левой угловой шкале. Не снимая рентгенограммы с экрана, повторяя выше описанные манипуляции, можно определить расположение и углы наклона других зубов.

В норме, при интактных зубных рядах, клыки расположены под прямым углом или наклонены дистально до 8° ; первые и вторые премоляры расположены реже под прямым углом, а в большинстве случаев наклонены дистально

до 8 -9 °; первые моляры в большинстве случаев расположены под прямым углом или наклонены медиально до 5 °; вторые моляры в 100 % наклонены медиально от 6 до 18°; третьи моляры в 100 % наклонены медиально до 20°

Литература.

1. Захаров В. И. Клинико-рентгенологические обоснования к несъемному мостовидному протезированию при наклоненных зубах нижней челюсти: Дис. ... канд. мед. наук. — М., 1973. С. 146.
2. Захаров В. И., Ибрагимов Т. И., Гришкина М. Г. Изучение наклоненных зубов нижней челюсти по рентгенограммам, полученным внеротовым методом по методике косых контактных проекций // Сборник научных трудов к 70-летию В. Н. Копейкина «Современные проблемы стоматологии». — М., 1999. С. 104-106.

Тема №13.

Внутриротовая регистрация движения нижней челюсти

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к внутриротовой регистрации движений нижней челюстию	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебеденко,
---	---

	В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1.Показания к внутриротовой регистрации движений нижней челюстию.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим заня-

	тиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
--	---

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания к внутриротовой регистрации движений нижней челюсти. 4. Регистрировать внутриротовые движения нижней челюсти.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
--	---

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания к внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.
2. На чем основан метод внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.
3. Методика внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.
4. Аппараты для внутриротовой регистрации движений нижней челюсти.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

С помощью внутриротовой регистрации движений нижней челюсти возможно изучение функции и диагностика патологии височно-нижнечелюстного сустава, жевательных мышц, окклюзионных соотношений зубов и зубных рядов, определение центрального положения нижней челюсти.

При этом обозначаются движения нижней челюсти в боковых и переднезаднем направлениях, на уровне окклюзионной поверхности. Запись, получаемая в результате исследования, называется — «готический угол».

Графическая регистрация движений нижней челюсти дает возможность врачу выявить преждевременные окклюзионные контакты, ограничивающие или изменяющие траекторию движения нижней челюсти, оценить симметричность и амплитуду траектории движений нижней челюсти, определить ограничения свободных перемещений нижней челюсти, установить совпадение или смещение задней контактной позиции, центральной и привычной окклюзии.

Аппарат для записи готического угла монтируется быстро- твердеющей пластмассой на диагностических моделях челюстей из супергипса, установленных в положении центральной окклюзии (при интактных зубных рядах и небольших дефектах зубных рядов) или на жестких индивидуальных ложках (при беззубых челюстях) в артикуляторе.

Современный аппарат для внутриротовой регистрации движений нижней челюсти — «Функциограф» состоит из трех металлических пластинок; фиксирующего узла с внутренней пружиной и стопорным винтом; трех пишущих штифтов различной длины; адаптера для установления фиксирующего узла перпендикулярно плоскости металлической пластинки; пластмассовой пластинки для фиксации центрального соотношения челюстей; жесткого опорного штифта для установления межальвеолярной высоты и фиксации центрального положения нижней челюсти (устанавливается в базисе на верхнюю челюсть вместо фиксирующего узла).

На модели нижней челюсти изготавливается базис из самотвердеющей пластмассы, в которой параллельно окклюзионной плоскости укрепляется металлическая пластинка так, чтобы ее средняя линия и модели совпадали, а точка касания пишущего штифта (отверстие в адаптере) находилась на пересечении двух линий: срединно-сагиттальной и линии, проходящей через центральные фиссуры первых моляров нижней челюсти.

На модели верхней челюсти также изготавливается базис из самотвердеющей пластмассы и ретенционная гильза на резьбовую часть фиксирующего узла. Затем фиксирующий узел с ретенционной гильзой устанавливают в адаптер, модели челюстей смыкают. Между базисом модели верхней челюсти и ретенционной гильзой должно быть небольшое расстояние, которое заполняется новой порцией самотвердеющей пластмассы. Таким образом, фиксирующий узел укрепляется на базисе верхней челюсти перпендикулярно плоскости металлической пластинки. В заключение необходимо проверить, чтобы базисы не препятствовали смыканию зубных рядов при любом положении нижней челюсти.

При расположении штифта на верхнечелюстной пластинке, движение нижней челюсти влево соответствует записи правой стороны угла, вправо — левой стороне угла, вперед — биссектрисе угла.

Конструкция фиксирующего узла позволяет применять пишущие штифты различной длины, как в жестком, так и в пружинящем, подвижном положении, когда штифт может утапливаться в корпус фиксирующего узла и вытал-

киваться из него внутренней пружиной. Это обеспечивает контакт штифта с металлической пластинкой во время окклюзионных движений нижней челюсти.

Методика регистрации движений нижней челюсти следующая: на металлической пластинке (предварительно закопченной или покрытой жирным мелом) записываются боковые движения нижней челюсти, направляемые ВНЧС и жевательными мышцами, при разобщенных жестким опорным штифтом зубных рядах. При этом на пластинке фиксируется готический угол. Затем устанавливается пружинящий штифт, с помощью которого записываются окклюзионные движения нижней челюсти. Наиболее информативна графическая регистрация движений нижней челюсти тремя опорными штифтами разной длины. Сначала в фиксирующий узел, укрепленный на базисе верхней челюсти, устанавливается самый длинный штифт в жестком положении. При его контакте с металлической пластинкой пластины функциографа (зубные ряды) разобщены на 17-20 мм. При движении нижней челюсти вправо и влево на предварительно закопченной металлической пластинке фиксируется первый готический угол. Далее производится аналогичная запись жестким штифтом средней длины, разобщающим пластины (зубные ряды) на 10-12 мм, а затем и самым коротким, разобщающим на 3-5 мм.

Таким образом, на металлической пластинке записываются три готических угла на некотором расстоянии друг от друга, вершины углов соответствуют центральному положению нижней челюсти при различных межокклюзионных расстояниях. Запись движений нижней челюсти, направляемых ВНЧС и жевательными мышцами при разобщенных опорным штифтом зубных рядах, дает возможность оценить амплитуду движений нижней челюсти, функцию ВНЧС и жевательных мышц.

Кроме того, через вершины готических углов можно провести линию центрального положения нижней челюсти. Если она совпадает со срединно-сагиттальной линией металлической пластинки и модели нижней челюсти, то можно говорить о симметричности и синхронности движений в ВНЧС с обеих сторон.

Чтобы дифференцировать нарушения движений нижней челюсти, обусловленные окклюзионными нарушениями, от нарушений связанных с патологией ВНЧС и жевательных мышц, проводят запись коротким пружинящим штифтом.

Короткий штифт фиксируется в пружинящем положении, в котором он не препятствует смыканию зубных рядов. При закрытии рта нижнюю челюсть устанавливают в заднюю контактную позицию, затем проводят боковые окклюзионные движения, потом боковые окклюзионные движения из центральной окклюзии и окклюзионное движение нижней челюсти вперед. Чтобы получить запись без лишних, ненужных линий, необходимо предварительно проинструктировать исследуемого о порядке движений нижней челюсти, от этого зависит точность отражения на функциограмме патологии окклюзии, мышц или височно-нижнечелюстного сустава.

В норме окклюзионное поле должно быть симметричным, вершины готических углов располагаются на линии, совпадающей со средне-сагиттальной линией пластинки.

На функциограммах видно, что движения нижней челюсти, направляемые ВНЧС и жевательными мышцами пирующих штифтов разной длины, свободны, линии симметричны и ровны, их амплитуда не ограничена. Вершины готических углов располагаются на средней линии регистрационной пластины.

Окклюзионное поле — поле всевозможных движений нижней челюсти, направляемых окклюзионными поверхностями зубов, при использовании пирующего штифта в пружинящем положении. При этом суставные головки занимают центральное положение в суставных ямках, контуры суставных поверхностей не нарушены. Передний, верхний, задний отделы суставной щели равномерны справа и слева (суставная щель равномерна справа и слева). Ниже мы приводим примеры типичных нарушений функциональной окклюзии, мышц, ВНЧС.

Литература

- 1 . Гросс М. Д., Мэтьюс Дж. Д. Нормализация окклюзии (Пер. с англ.). М.: Медицина, 1986. С. 286.
2. Хватова В. А. Диагностика и лечение нарушений функциональной окклюзии. Нижний Новгород. Изд-во НГМД, 1996. С. 272.
3. Хватова В. А. Гнатологические принципы в диагностике и лечении патологии зубочелюстно-лицевой системы // Новое в стоматологии (Специальный выпуск). 2001. № 1 (91). С. 95.
4. Ступников А. А. Дис. ... канд. мед. наук. — 199 . С

Тема №14. Аксиография

1. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Показания к аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006

	год
3.Аппараты для проведения аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год

1. Студент должен знать:

1.Показания к аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.
2. Методика аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год
3.Аппараты для проведения аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смоленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебедеико, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.

2. Студент должен уметь:

1.Провести опрос пациента . 2.Провести осмотр полости рта. 3. Показания к аксиографии.	Ортопедическая стоматология Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А.Аль-Хаким, Смо-
--	--

	<p>ленск 2006 г. Руководство к практическим занятиям по ортопедической стоматологии под редакцией И.Ю.Лебеденко, В.В, Еричева, Б.П.Маркова., 2006 год.</p>
--	---

4. Вопросы для контроля знаний:

1. Перечислите показания к аксиографии.
2. На чем основан метод аксиографии.
3. Методика аксиографии.
4. Аппараты, используемые для аксиографии.

Структура практического занятия

Этапы занятия	Оборудование, учебные пособия	Время
1. Организационный момент,	Академический журнал	3 минуты
2. Проверка домашнего задания, опрос	Вопросник, учебные задачи, плакаты	40 минут
3. Объяснение учебного материала, демонстрация на больном.	Плакаты, слайды, компьютерные демонстрации, истории болезни, пациенты	40 минут
4. Самостоятельная работа студентов: обследование больного с стираемостью, заполнение истории болезни	Больной, истории болезни	120 минут
5. Обобщение занятия		5 минут
6. Задание на дом.		2 минуты

Аксиографическое исследование является объективным методом исследования траектории суставного пути, что позволяет оценить характер функции височно-нижнечелюстного сустава в норме и патологии, а также измерить угол сагиттального

суставного пути. Метод аксиографии — это графическая запись траектории смещения суставной головки и диска при различных движениях нижней челюсти. Аксиографическое исследование височно-нижнечелюстного сустава проводится с помощью специальных аппаратов — аксиографов.

С помощью аксиографа могут быть зарегистрированы и измерены: положение истинной шарнирной оси, сагиттальный путь суставной головки, начальный боковой сдвиг ISS, левый и правый углы Беннета.

Для этого ARCUS pro с помощью регулируемого упора в переносицу устанавливают по инфраорбитальной точке и закрепляют на голове с помощью кламмеров. После этого прикусную вилку закрепляют на нижней челюсти с помощью твердой силиконовой массы. Затем кламмером закрепляют регистрирующую дугу и устанавливают его на отверстиях в держателе для флажка (средне-

анатомическая точка шарнирной оси), а затем фиксируют регистрирующий флажок, который служит документом, и начинают регистрацию движения нижней челюсти.

Смещение оси головки вниз и вперед в сагиттальной и вертикальной плоскостях при перемещении нижней челюсти вперед и максимально вниз образует путь, характеризующийся расстоянием и траекторией, имеющей вид кривой. Суставной путь чертится на листке регистрации в виде траектории при максимальном опускании и поднятии нижней челюсти (рис. 56 а, б). Угол суставного пути образуется абсциссой диска регистрации и лучом, который начинается от точки условной шарнирной оси и проходит через точку, пересекающую суставной путь и дугу окружности.

Литература.

1. Хватова В. А. Диагностика и лечение нарушений функциональной окклюзии. Нижний Новгород. Изд-во НГМД, 1996. С. 272.
2. Хватова В. А. Гнатологические принципы в диагностике и лечении патологии зубочелюстно-лицевой системы // Новое в стоматологии (Специальный выпуск). 2001. № 1 (91). С. 95.