

**МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН**

**ТАШКЕНТСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ им
А.Р.БЕРУНИ**

**Факультет Электроники и Автоматики
Кафедра «Приборостроения»**

С.А. Вахилев

УДК 621.38

На тему: «МЕДИЦИНСКИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ»

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание степени магистра технических наук

Ташкент – 2004 г.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	3
ГЛАВА 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ...	7
1.1. Классификация технических средств диагностического назначения.....	9
1.2. Основные требования к диагностической электронно-медицинской аппаратуре.....	14
1.3. Обобщенные функциональные схемы универсальной диагностической аппаратуры, их основные элементы.....	20
1.4. Приборы и системы для исследования работы сердца и сердечно-сосудистой системы.....	25
ГЛАВА 3. Приборы и системы для регистрации и анализа комплексных электрических сопротивлений.....	49
3.1. Технические характеристики цифрового портативного реографа "МИЦАР-РЕО".....	55
3.2. Реография. Принцип метода.....	65
3.3. Оптические квантовые генераторы - уникальные источники света.....	71
3.4 Характеристики некоторых типов лазеров.	50
3.5 ЛАЗЕРНЫЙ ХИРУРГИЧЕСКИЙ АППАРАТ	
АЛОД-01"АЛКОМ".....	78
3.6 Развитие современного компьютерного томографа	98
3.7 Компьютерные томографы семейства SIEMENS.....	104
Заключение.....	106
Литература.....	109

ВВЕДЕНИЕ

Древняя латинская поговорка гласит: "Diagnosis cetra - ullae therapiae fundamentum" ("Достоверный диагноз - основа любого лечения"). На протяжении многих веков усилия врачей были направлены на решение труднейшей задачи - улучшение распознавания заболеваний человека.

Потребность в методе, который позволил бы заглянуть внутрь человеческого тела, не повреждая его, была огромной, хотя и не всегда осознанной. Ведь все сведения, касающиеся нормальной и патологической анатомии человека, были основаны только на изучении трупов. После того, как в Европе стали широко изучаться вскрытия трупов, врачи смогли изучить строение органов человека, а также изменения, которые они претерпевают при тех или иных заболеваниях.

Какую огромную пользу принес бы непосредственный осмотр человеческого организма, если бы он стал вдруг "прозрачным" И вряд ли кто-нибудь из ученых прошлого мог предположить, что эта мечта вполне осуществима.

Потребность увидеть не оболочку, а структуру организма живого человека, его анатомию и физиологию была столь насущной, что, когда чудесные лучи, позволявшие осуществить это на практике, были наконец открыты, обычно консервативные и часто недоверчивые к новшествам врачи почти сразу поняли, что в медицине наступила новая эра.

Уже в первые дни и недели после того, как стало известно о существовании и свойствах этих лучей, врачи различных стран начали применять их для исследования важнейших органов и систем человеческого тела. В течение первого же года появились сотни научных сообщений в печати, посвященных результатам таких исследований.

Количество сообщений в последующие годы нарастало. Выяснялись все новые возможности рентгенологического метода. Появились первые книги, посвященные этому методу. Вскоре эта литература стала необозримой.

В 1946 г. известный советский клиницист и организатор здравоохранения Н.Н.Приоров на заседании, посвященном 50-летию рентгенологии, говорил: "Что стало бы сегодня с физиатрией и урологией, гинекологией и отоларингологией, неврологией и онкологией, хирургией и ортопедией, офтальмологией и травматологией, если бы лишить их того, что дала рентгенология в области диагностики и лечения?"

Но процесс науки и техники неудержим. Не успели врачи полностью освоить возможности рентгеновских лучей в диагностике, как появились другие методы, позволяющие получить изображение внутренних органов человека, дополняющие данные рентгенологического исследования. К ним относятся радионуклеидное и ультразвуковое исследования, тепловидение, ядерно-магнитный резонанс, фотонная эмиссия и некоторые другие методы, еще не получившие широкого распространения.

Эти способы основаны на использовании близких по своей природе волновых колебаний, для проникновения которых ткани человеческого тела не являются непреодолимым препятствием. Они объединяются и тем, что в результате взаимодействия волновых колебаний с органами и тканями организма на различных приемниках - экране, пленке, бумаге и др. - возникают их изображения, расшифровка которых позволяет судить о состоянии различных анатомических образований.

Такими образом, все указанные методы принципиально близки рентгенодиагностике как по своей природе, так и по характеру конечного результата их применения.

Классификация технических средств диагностического назначения

Разнообразное применение КМ в медицинской практике привело к определенной специализации приборов. Кардиомониторы можно разделить на виды и группы, отличающиеся друг от друга контролируруемыми параметрами, эксплуатационными свойствами методами обработки и представления информации. Предлагаемая классификация является в какой-то мере условной, но дает представление о сферах применения и особенностях КМ: амбулаторные (носимые), скорой помощи, клинические, тестирующие, реабилитационные, санаторно-курортные.

Амбулаторные КМ используются в стационаре и после выписки из стационара для контроля таких изменений состояния сердечной деятельности за весь период суточной активности, которые не могут быть выявлены во время непродолжительного ЭКГ-исследования в покое. На основании полученных данных производится выбор и дозировка лекарственных препаратов и определение допустимых физических нагрузок. Малые габаритные размеры, масса и автономное питание позволяют носить КМ на себе с укрепленными электродами 24 ч.

В кардиомониторе Холтера ведется непрерывная запись ЭКС на магнитную ленту с очень малой скоростью (1 мм/с). Для этого производится трансформация низкочастотного спектра ЭКС область частот, регистрируемых магнитным носителем. Обычно применяется широтно-импульсная и реже амплитудная или частотная модуляции ЭКС. Кассета с записью просматривается кардиологом при помощи специального устройства со скоростью, превышающей скорость записи в 60-120 раз. В дальнейшем метод Холтера был усовершенствован путем автоматического машинного скоростного анализа ЭКС. Обычно диагностируются основные типы аритмий и параметры смещения ST-сегмента.

Применение в амбулаторных КМ полупроводниковых запоминающих устройств и микропроцессоров позволило провести автоматический анализ аритмий и смещения сегмента ST непосредственно в приборе с запоминанием патологических фрагментов ЭКС. Удобство КМ с полупроводниковой памятью заключается в том, что данные обработки ЭКС можно получить оперативно в любой момент времени, и запуск может быть осуществлен самим больным при плохом самочувствии или во время сердечного приступа.

Кардиомониторы скорой помощи предназначены для контроля состояния сердечной деятельности, восстановления утраченного или нарушенного ритма сердца на дому и в машине скорой помощи. Все КМ позволяют вести наблюдение ЭКГ, измерять частоту сердечных сокращений (ЧСС), проводить дефибрилляцию или стимуляцию сердца. Кардиомониторы должны работать от аккумулятора машины, внутренней батареи и от сети. Масса КМ около 5-8 кг.

Клинические КМ предназначены для стационаров и могут в зависимости от назначения быть нескольких типов.

1. Кардиологические КМ применяются в палатах интенсивного наблюдения за кардиологическими больными в острый период заболевания. Основное назначение КМ — сигнализация о нарушениях ритма и проводимости сердца. Такие КМ обычно работают в

автоматизированной системе оперативно-врачебного контроля за несколькими больными.

Хирургические КМ применяются во время операций на сердце и сосудах и в послеоперационных палатах. В отличие от остальных типов КМ измеряют ряд дополнительных параметров кровообращения и дыхания (систолическое, среднее и диастолическое кровяное давление; минутный объем сердца; периферический пульс; температуру тела; газовый состав и т. д.). Особенностью хирургических КМ является использование в основном прямых методов измерения параметров.

3. Акушерские КМ устанавливаются в родильных залах, предродовых палатах и в отделениях интенсивного ухода за новорожденными. Кардиомониторы применяются при патологиях сердечно-сосудистой системы рожениц и контроля за новорожденными. Кардиомониторы матери и плода позволяют измерять ЧСС матери и плода по прямому ЭКГ и доплеровскому эхокардиосигналу, обнаруживать нарушения ритмов и измерять силу маточных сокращений. Кардиомонитор для новорожденных (переношенных, недоношенных и травмированных в родах) и детей до двухлетнего возраста, страдающих воспалением легких, измеряет ЧСС, частоту дыхания и сигнализирует о нарушениях ритма сердца и остановках дыхания.

Тестирующие КМ предназначены для функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы здоровых и больных людей. Они позволяют автоматизировать процесс ЭКГ-исследований под нагрузкой под несколькими отведениями и определять газовый состав выдыхаемого воздуха. Обычно КМ поставляются с велоэргометрами или бегущей дорожкой для дозировки нагрузки.

Реабилитационные КМ необходимы для контроля сердечно-сосудистой системы в условиях возросших нагрузок и проверки эффективности назначенных лекарственных препаратов. Для этой цели возможно применение амбулаторных КМ, но более удобно, пользоваться мониторингом по радиоканалу или телефону. На больном укрепляется передатчик ЭКГ с электродами, и ЭКГ преобразуется в частотно-модулированный сигнал (для радиоканала) или в частотно-модулированный акустический сигнал (для передачи ЭКГ по телефону). Анализ ЭКГ ведется кардиологом или автоматически в центре наблюдения.

Санаторно-курортные КМ находят применение в кардиологических санаториях для контроля лечения, особенно в бальнеологических условиях; при грязе- и светолечении, лечебных ваннах и других процедурах. Электроды ЭКГ могут быть опущены в ванну и не крепиться на больном. Для дозировки нагрузки (терренкур) может быть использован КМ, который выдает сигнал тревоги при уходе ЧСС за установленные пределы.

Из всех перечисленных типов КМ самое важное значение имеют клинические КМ для палат интенсивного наблюдения. Кроме того, их устройство наиболее сложно и включает в себя элементы остальных типов КМ. Поэтому далее будут рассматриваться только клинические КМ для палат интенсивного наблюдения.

Основные требования к диагностической электронно-медицинской аппаратуре.

Длительный опыт разработки и внедрения кардиомониторов (КМ) в клиническую практику позволяет сформулировать ряд медицинских и эксплуатационных требований, которым должны удовлетворять КМ. Некоторые из них противоречивы, а выполнение других затруднено, но перечисленные ниже требования позволят представить себе идеализированный КМ и оценить степень близости реальных КМ — идеальному.

1. Для каждого конкретного типа КМ необходим оптимальный набор диагностических признаков. Избыточность диагностических признаков усложняет программные и аппаратные средства, не повышая эффективности КМ, а в некоторых случаях являясь причиной ошибочной диагностики.

2. Кардиомониторы должны с высокой надежностью обнаруживать особо опасные аритмии (фибрилляцию желудочков). Угрожаемые аритмии по типу случайных событий (экстрасистолии, выпадения QRS-комплексов) не могут быть выявлены с абсолютной точностью, особенно при сложных нарушениях ритм, характеризующимися резкими изменениями амплитуды и форм желудочковых комплексов. Повышение же чувствительности КМ будет сопровождаться увеличением числа ложных тревог. Эксплуатационная документация должна содержать сведения о качестве обнаружения аритмий в контролируемых условиях.

3. Сигнализация тревоги в КМ должна быть дифференцирована по степени опасности для больного и различаться характером звука и цветом табло. Желательно предоставить врачу возможность выключения сигнализации по аритмиям, не имеющим значения для данного больного или присутствующим у него постоянно. Это позволит уменьшить число ложных тревог и исключить лишнее эмоциональное напряжение дежурного персонала.

4. Уровень помех в электрокардиосигнале (ЭКС) должен контролироваться и при превышении им допустимого предела индицироваться на передней панели КМ. Зашумленные участки ЭКС должны исключаться из анализа аритмий. К помехам следует отнести очень малый и очень большой уровни входного сигнала, затрудняющие его обработку.

5. В КМ должен быть детектор нарушений в системе отведений (отрыв электрода, увеличение переходного сопротивления .кожа — электрод).

6. Необходимо обеспечить правильную работу КМ во время электрической стимуляции сердца, когда артефакт стимула может восприниматься как желудочковый комплекс. Желательно, чтобы КМ обнаруживал интерференцию ритмов и неэффективную стимуляцию.

7. Кардиомонитор должен иметь выход текущего ЭКС для записи на кардиографе электрокардиограммы (ЭКГ) и выход запомненных фрагментов ЭКС по сигналу тревоги для анализа причин, вызывающих этот сигнал. Регистратор ЭКГ в этом случае должен включаться автоматически.

8. Должна быть обеспечена возможность работы КМ в автоматизированной системе оперативного врачебного контроля (АСОВК) путем передачи данных в центральный пост (ЦП)

наблюдения.

9. В КМ должна применяться автоматическая начальная установка ряда параметров (усиление ЭКС, стабилизация изолинии, центровка ЭКС в динамическом диапазоне, исходные пороги разделения классов аритмий и т. п.), позволяющих начинать работу с прибором сразу после включения.

10. Необходимо применение наглядных средств отображения информации, позволяющих компоновать данные обработки ЭКС в удобной и выразительной форме (например, цветных дисплеев телевизионного типа).

11. Кардиомонитор должен иметь устройства документирования текущей и накопленной информации о сердечном ритме (получения «твердых» копий необходимых данных).

12. Необходимо обеспечить самоконтроль КМ в момент включения и в процессе работы без перерыва в обработке ЭКС с сигнализацией о неисправностях.

13. Конструкция КМ, его элементная база и схемные решения должны предусматривать длительный непрерывный режим работы, обеспечивая высокие показатели надежности.

14. Для сокращения времени ремонта в КМ должны применяться автоматические методы поиска неисправностей при помощи встроенных программных и аппаратных средств.

15. Кардиомонитор должен иметь защиту от повреждения при воздействии на больного дефибриллирующим импульсом.

16. Так как во время лечения возможны внутрисердечные вмешательства (эндокардиальная электрическая стимуляция сердца) и нарушения кожных покровов (инъекции, капельницы и т. п.), то КМ должны быть наполнены по высшему классу защиты от поражения электрическим током больного и обслуживающего персонала (класс II, тип CF).

17. Необходимо добиваться наилучшего соотношения стоимость — эффективность, учитывая, что в палате интенсивной терапии может находиться от 6 до 12 кардиомониторов.

Кроме перечисленных основных медицинских и эксплуатационных требований на КМ распространяются государственные и отраслевые стандарты на электронные медицинские приборы, регламентирующие показатели качества, диапазон изменения параметров и погрешности измерений. Разработка оптимальных по своим функциям КМ осложняется тем, что не существует типового состава оборудования палаты интенсивного наблюдения.

Обобщенные функциональные схемы универсальной диагностической аппаратуры, их основные элементы.

Несмотря на большое разнообразие КМ, все они могут бы описаны одной обобщенной

структурной схемой (рис. 1). Электрокардиосигнал с электродов поступает в блок усиления и преобразования, который усиливает его до уровня, необходимого для его обработки. Блок ограничивает спектр частот входного сигнала с целью повышения помехоустойчивости и надежного выделения информативных признаков ЭКС и производит его дискретизацию (аналого-цифровое преобразование), если в дальнейшем предполагается цифровая обработка сигнала. При использовании беспроводного канала связи между больным и КМ электрокардиосигнал с электродов модулирует генератор передатчика, размещенного на больном. Принимаемый сигнал с приемника поступает в блок усиления и преобразования. ,

Усиленный и преобразованный в цифровую форму ЭКС (если предусматривается цифровая обработка сигнала) поступает в блок обработки, где в соответствии с принятыми алгоритмами аналоговым или цифровым методами производится: обнаружение QRS-комплексов или R-зубцов, классификация QRS-комплексов на нормальные и патологические. Идентифицированные комплексы QRS и значения интервалов RR поступают в блок формирования диагностических заключений. На основании полученных данных по алгоритмам выделения аритмий формируются соответствующие диагнозы.

Диагностические заключения сравниваются в блоке формирования сигналов тревоги с пороговыми, установленными для сигнализации. Электрокардиосигнал и диагностические заключения о характере аритмий индицируются в блоке отображения информации.

В зависимости от технического исполнения КМ могут быть инструментальными и вычислительными.

значительные искажения, что не позволяет достоверно дифференцировать нормальные и патологические желудочковые комплексы. Поэтому КМ такого типа в основном позволяют вести наблюдение ЭКГ по экрану ЭЛТ, измерять ЧСС и классифицировать фоновые нарушения ритма по установленным порогам для ЧСС. Примером такого КМ может служить ритмокардиометр РКМ-01.

Рассмотренные КМ не позволяют классифицировать аритмии по типу случайных событий, многие из которых можно обнаружить на основании автоматического анализа RR-интервалов. Применение цифровых схем на жесткой логике в блоке формирования диагностических заключений (см. рис. 1) позволило создать простой КМ — ритмокардиоанализатор РКА-01, который позволяет обнаруживать экстрасистолы и выпадения QRS-комплексов.

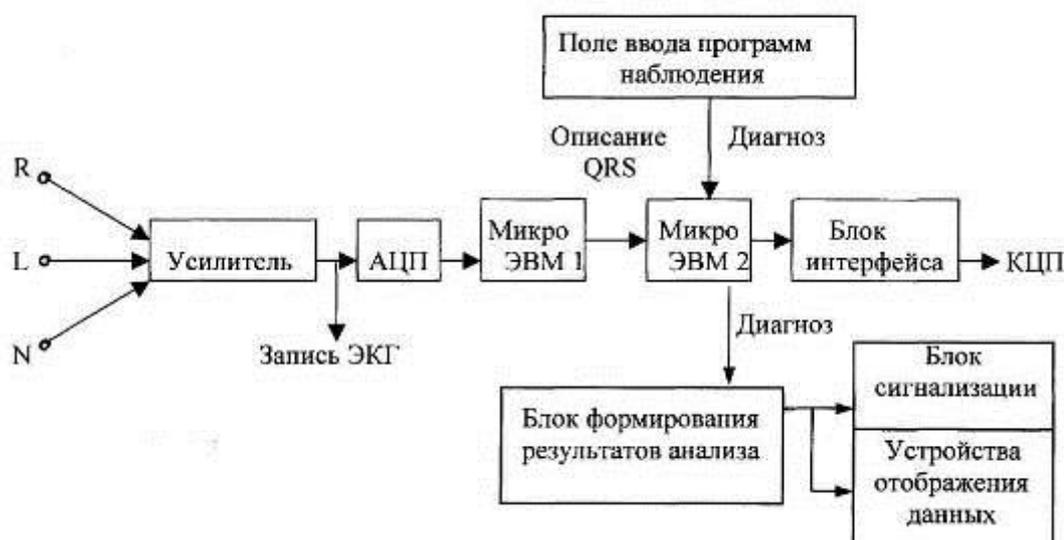
В кардиосигнализаторе КС-02 экстрасистолы и выпадения.. QRS-комплексов обнаруживаются путем преобразования интервалов в амплитуду пилообразного напряжения и сравнения ее с пороговыми значениями.

Инструментальные КМ имеют ограниченные функциональные и технические возможности и на настоящем этапе не удовлетворяют, медицинским задачам. . t Вычислительные КМ позволяют решать значительный круг медицинских, технических и эксплуатационных задач при помощи, ЭВМ, т. е. программным способом, что позволяет расширять классы обнаружения аритмий за счет усложнения алгоритмов. Функции вычислительной техники в КЧ сводятся к цифровой обработке ЭКС, анализу данных обработки, отображению результатов анализа и управлению прибором. В качестве ЭВМ

используются встроенные аппаратные средства вычислительной техники: однокристальные одноплатные микроЭВМ и микропроцессорные системы.

Наиболее простой путь реализации вычислительных КМ — это применение в них одноплатных функционально законченных микроЭВМ. На рис. 3 приведена структурная схема КМ на основе двух микроЭВМ.

Усиленный ЭКС дискретизируется аналого-цифровым преобразователем (АЦП) и в цифровом виде поступает на вход микроЭВМ 1. В этой микроЭВМ осуществляется операция сжатия исходного описания. Оно уменьшает количество отсчетов в 10-15 раз, что снижает требования к быстродействию аппаратных средств и позволяет синтезировать простые структурные алгоритмы обнаружения QRS-комплекса, выделения его характерных точек. Сжатое описание ЭКС поступает в микроЭВМ2. МикроЭВМ2 выполняет все последующие процедуры анализа аритмий: измерение RR-интервалов; изменение параметров QRS-комплексов; классификацию по их форме на нормальные и патологические; обнаружение аритмий и возможных помех. Программы наблюдения вводятся в микроЭВМ2 посредством клавиатуры КМ. Выходы МикроЭВМ2 соединяются с блоком интерфейса, осуществляющего связь с центральным постом (ЦП), и блоком формирования результатов анализа. В удобной для врача форме результаты анализа поступают на устройство отображения данных — электронно-лучевой дисплей телевизионного типа. При возникновении нарушений ритма, опасных для больного, включается сигнализация тревоги.



1-рис.

Применение двух микроЭВМ в вычислительной части КМ продиктовано жестким режимом реального времени при достаточной сложности реализуемых программ и ограниченности объема постоянного запоминающего устройства (ПЗУ), программируемого изготовителем микроЭВМ по заказу пользователя. Более гибким решением является применение вычислителей на основе типовых комплексов интегральных микросхем. Такое выполнение вычислительной части КМ хотя и требует затрат на разработку, но не накладывает каких-либо серьезных ограничений на характеристики КМ и АСОВК.

Функциональный состав электронных устройств

Электронные устройства (ЭУ) кардиомониторов в самом общем случае представляют собой совокупность аппаратных средств, предназначенных для преобразования, обработки и отображения информации. В нашем случае под информацией понимается электрокардиосигнал (ЭКС) и данные его обработки в кардиомониторах на всех этапах, а также управляющие и тестирующие сигналы. Основной состав ЭУ охватывает широкий арсенал аналоговых и цифровых полупроводниковых схем, обеспечивающих выполнение функций:

- усиления ЭКС при значимых синфазных электрических помехах;
- преобразования ЭКС в удобную для обработки форму;
- анализа ЭКС во временной или частотной областях в реальном масштабе времени;
- накопления и обработки данных анализа;
- оперативного отображения и документирования ЭКС и результатов его обработки;
- дистанционной передачи ЭКС и результатов обработки по каналам связи;
- сопряжения кардиомониторов с автоматизированными системами;
- автоматизации процесса управления прибором;
- само диагностирования неисправностей.

Устройства съема экс в кардиомониторах

Все устройства съема медицинской информации подразделяют на 2 группы: электроды и датчики (преобразователи). Электроды используются для съема электрического сигнала, реально существующего в организме, а датчик — устройство съема, реагирующее своим чувствительным элементом на воздействие измеряемой величины, а также осуществляющее преобразование этого воздействия в форму, удобную для последующей обработки. Электроды для съема биопотенциалов сердца принято называть электрокардиографическими (электроды ЭКГ). Они выполняют роль контакта с поверхностью тела и таким образом замыкают электрическую цепь между генератором биопотенциалов и устройством измерения.

Автоматический анализ электрокардиосигналов в кардиомониторах предъявляет жесткие требования к устройствам съема — электродам ЭКГ. От качества электродов зависит достоверность результатов анализа, и следовательно, степень сложности средств, применяемых для обнаружения сигнала на фоне помех. Низкое качество съема ЭКС практически не может быть скомпенсировано никакими техническими решениями.

Требования, применяемые к электродам ЭКГ, соответствуют основным требованиям к любым преобразователям биоэлектрических сигналов:

- по точности восприятия сигнала (минимальные потери полезного сигнала на переходе электрод—кожа и сохранение частотной характеристики сигнала);
- идентичность электрических и конструктивных параметров (взаимозаменяемость, возможность компенсации электрических параметров);
- постоянство во времени функций преобразования (стабильность электрических параметров);
- низкому уровню шумов (обеспечение необходимого соотношения сигнал—шум).
- малому влиянию характеристик электродов на измерительное устройство. Как показало применение первых кардиомониторов, обычные пластинчатые электроды ЭКГ,

широко используемые в ЭКГ, не удовлетворяют требованиям длительного непрерывного контроля ЭКС из-за большого уровня помех при съеме.

Устройства отображения информации

Устройства отображения медицинской информации в кардиомониторах должны отражать состояние сердечной деятельности по ЭКС, а также вспомогательные сведения о больном и технические данные о работе кардиомонитора. Таким образом, отображенные данные включают:

- априорные данные о больном (фамилия, имя и отчество, номер истории болезни, возраст, пол, дата поступления, анамнез, предварительный диагноз);
- электрокардиосигнал (должен сопровождаться индикацией скорости движения изображения и калибровочным импульсом);
- значения параметров ритма сердца (частота сердечных сокращений, частота экстрасистол, параметры распределения RR-интервалов);
- результаты автоматического анализа аритмий (должны отображаться словами диапазона в той или иной формулировке, принятой для конкретного типа кардиомониторов);
- сигнализацию тревоги при появлении опасных аритмий (обычно индуцируется цветом светового табло с дифференциацией степени опасности);
- текущее время, время появления событий и время начала проводимой терапии и других мероприятий;
- сигнализацию обнаружения QRS-комплекса;
- состояние прохождения сигналов управления и контроля работоспособности прибора;
- сведения о нарушении работы кардиомонитора и локализации неисправности.

Отображаемая информация может носить временный — оперативный — характер, когда предыдущая информация стирается при появлении новой, и характер накопления данных за определенные интервалы времени. В последнем случае устройство отображения должно содержать или использовать внешнее устройство памяти для хранения данных.

Приборы и системы для исследования работы сердца и сердечно-сосудистой системы:

Механокардиография

В 1935 г. Н. Н. Савицкий предложил метод графической регистрации артериального давления и назвал его механокардиографией, а получаемые при этом кривые — тахоосциллограммами (от греч. tachys — быстрый, oscillatio — колебание).

Звуковой метод определения артериального давления Н. С. Короткова (1905) является

простым, доступным и надежным. Он позволяет определить систолическое и диастолическое давление. Механокардиография, помимо этого, позволяет определять боковое, среднее, ударное, пульсовое давление, а также рассчитывать ударный и минутный объемы и величину периферического сопротивления кровотоку. Метод является бескровным, точным, необременительным для пациента и позволяет достаточно полно оценить состояние системы кровообращения.

Тахоосциллограммы записываются с помощью оптического дифференциального манометра. Получаемая кривая называется скоростной, или дифференциальной, так как она позволяет проводить анализ изменений во времени.

Регистрация тахоосциллограмм производится с помощью механокардиографа. Аппарат снабжен тремя высокочувствительными дифференциальными манометрами и одним манометром, отражающим изменение нарастания давления в манжете во время регистрации тахоосциллограммы. Запись производится на фотобумагу. Скорость движения фотобумаги при регистрации тахоосциллограммы должна составлять 10 мм/с. Запись механокардиограммы должна проводиться утром, натощак, после 30-40-минутного отдыха пациента. Для получения качественной записи требуется тщательно наложить манжету и пульсовые датчики. Регистрация тахоосциллограммы должна проводиться дважды, что дает возможность в дальнейшем более точно рассчитать уровень артериального давления. Во избежание поломки прибора все перестановки пульсовых датчиков должны проводиться только при отключенных манометрах.

Тахоосциллограмма воспроизводит скорость изменений объема тканей под манжетой, обусловленного притоком и оттоком крови в артериях при разных уровнях возрастающего (компрессионного) давления. Для регистрации тахоосциллограммы на среднюю треть плеча накладывают манжету, а на лучевую артерию — приемник пульса. Затем в режиме компрессии синхронно записываются тахоосциллограмма, кривая компрессионного давления и сфигмограмма лучевой артерии.

Кардиография

Кардиографией (от греч. *cardia* — сердце) называется метод графической регистрации сердечного толчка. Часто применяется запись верхушечного толчка, апикальная (от *apical* — верхушечный) кардиограмма.

Кардиограмма регистрируется с помощью такого же датчика, как и сфигмограмма. Пульсоприемник должен соответствовать размерам межреберных промежутков в прекардиальной области. Лучшее соприкосновение вершины сердца с грудной клеткой и более отчетливую запись апикальной кардиограммы иногда удается получить при положении пациента на левом боку. Датчик накладывается на область верхушечного толчка. Даже небольшое смещение датчика может вызвать существенное изменение формы кривой. У здоровых лиц и больных с гипертрофией левого желудочка сердца верхушечный толчок образуется левым желудочком, но при значительной гипертрофии правого желудочка, например у больных с врожденными пороками сердца, левый контур сердца может быть образован правым желудочком. Отличить левожелудочковую кардиограмму от

правожелудочковой можно путем регистрации ЭКГ в тех же точках на грудной клетке, где производится запись кардиограммы. Одновременно с кардиограммой обычно регистрируют ЭКГ и ФКГ.

Эзофагокардиография

Эзофагокардиография (ЭФГ) называется метод графической регистрации движения сердца и, в частности, левого предсердия через пищевод (oesophagus — пищевод). Фредерик в 1887 г. на животных, а его ученик Саролеа в 1889 г. у людей впервые зарегистрировал ЭФГ. Пищевод вплотную прилежит к задней поверхности левого предсердия на уровне между VI и IX грудными позвонками на протяжении 4-6 см. Ниже к пищеводу прилежит левый желудочек, выше — аорта. Форма ЭФГ совпадает с манометрической кривой левого предсердия. ЭФГ позволяет изучать те же временные параметры, что и манометрическая кривая, но не дает возможности судить об уровне давления в левом предсердии.

Регистрация ЭФГ производится с помощью вводимого в пищевод резинового баллона размерами примерно 2,5 x 2,5 см, прикрепленного к полуму металлическому цилиндру размером 1x1 см, который соединен с резиновой трубкой (доуденальным зондом). Перед введением зонда баллон в сложенном виде вводится внутрь цилиндра, а в пищеводе выводится из него с помощью сфигмоманометра при давлении 15-20 мм рт. ст. Металлический цилиндр с прикрепленной к нему тонкой гибкой проволокой используется в качестве электрода для записи пищеводных отведений ЭКГ. Резиновая трубка соединяется с датчиком, преобразующим колебания давления воздушного столба в электрические или оптические сигналы, которые вместе с ЭКГ и ФКГ регистрируются осциллографом.

ЭФГ производится натощак или через 3-4 часа после еды в горизонтальном положении пациента на спине. Запись ЭФГ производится при задержанном на выдохе дыхании. Зонд лицам среднего роста вводится в пищевод на глубину 38-40 см от зубов, и регистрация ЭФГ производится через 1-2 см по мере извлечения зонда. ЭФГ от левого предсердия в большинстве случаев регистрируется на уровне между 33 и 27 см, выше — аорта, ниже — левый желудочек. Местоположение баллона относительно отделов сердца легко контролируется с помощью пищеводных отведений ЭКГ. На уровне левого желудочка и аорты ЭФГ похожа на форму сфигмограммы центрального пульса.

ЭФГ позволяет оценивать гемодинамику при различных нарушениях ритма. Особенно большое значение ЭФГ имеет в диагностике митральных пороков сердца.

Флебосфигмография

Флебосфигмографией (от греч. phleps — вена) называется метод графической регистрации венозного пульса. Обычно производится запись пульса яремной вены, и получаемая при этом кривая называется центральным венозным пульсом.

В то время как ЭФГ отражает изменения объема и гемодинамики левой половины сердца, флебограмма отражает изменения объема и гемодинамики правой.

Запись флебограммы производится в горизонтальном положении пациента на спине с несколько приподнятым головным концом кровати или под голову пациента кладется небольшой валик. В качестве приемника пульса используется маленькая воронка или капсула,

затянутая тонкой резиной. Датчик накладывается без давления, чтобы не вызвать спадения вены, и удерживается с помощью штатива. Пульсоприемник фиксируется обычно в области правой яремной вены между ножками грудино-ключично-сосцевидной мышцы сразу над ключицей. Запись флебограммы производится теми же приборами, что и запись сфигмограммы, скорость лентопротяжного механизма — 50 или 100 мм/с. Вместе с флебограммой регистрируются ЭКГ, ФКГ и другие процессы.

Баллистокардиография

Баллистокардиографией (БКГ) называется методика, регистрирующая движения тела, обусловленные работой сердца (от греч. ballo — бросаю). Она используется для оценки сократительной функции миокарда. Парри в 1786 г. впервые отметил механические движения тела во время сокращений сердца: он описал сотрясение кровати в такт с пульсом пациента. Старр в 1939 г. сконструировал специальный стол для записи БКГ, дал название методу и объяснение физической и физиологической сущности волн БКГ. Во время работы сердца происходит перемещение тела в направлении, противоположном движению крови. Выброс крови в аорту (вперед) сопровождается движением тела в противоположную сторону, каудально. Кровь, пройдя дугу аорты, меняет свое направление на противоположное, и тело с этого момента движется впереди. Полагают, что величина смещения тела пропорциональна выброшенной во время систолы крови.

БКГ оценивается по соотношению амплитуды волн систолического интервала кривой. Значительные изменения БКГ наблюдаются при снижении сократительных свойств миокарда у больных с ишемической болезнью сердца, при гипертонической болезни, пороках сердца и других состояниях.

Динамография

Динамографией (ДКГ) называется метод графической регистрации перемещения центра тяжести грудной клетки человека. Метод предложен в 1952 г. Е. Б. Бабским. Пациент лежит на специальном столе, и воспринимающее устройство в виде чувствительных датчиков располагается под грудной клеткой пациента. Регистрируется, в отличие от БКГ, смещение не всего тела, а только центра тяжести грудной клетки. Метод позволяет определять длительность отдельных фаз сердечного цикла и поэтому используется для оценки сократительных свойств миокарда.

Эхокардиография

Эхокардиографией называется метод изучения строения и движения структур сердца с помощью отраженного ультразвука. Получаемое при регистрации изображение сердца называется эхокардиограммой (ЭхоКГ). Впервые ЭхоКГ была зарегистрирована в 1954 г. шведскими учеными Эдлером и Херцем; свое современное название метод получил в 1965 г. по предложению Американского института ультразвука в медицине.

Физические принципы метода основаны на том, что ультразвуковые волны проникают в ткань и частично в виде эхосигнала отражаются от границ различной плотности. Волны ультразвуковой частоты генерируются датчиком, обладающим пьезоэлектрическим эффектом и устанавливаемым над областью сердца, отраженные от структур сердца эхосигналы вновь

превращаются датчиком в электрический импульс, который усиливается, регистрируется и анализируется на экране видеомонитора. Одновременно полученные результаты могут фиксироваться на фотопленке, специально химически обработанной бумаге или с помощью поляроидной камеры в виде фотоизображений. Частота ультразвуковых волн, используемых в эхокардиографии, колеблется от 2 до 5 МГц, длина — 0,7-1,4 мм; они проникают в тело на глубину 20-25 см. Датчик работает в импульсном режиме: 0,1% времени — как излучатель, 99,9% — как приемник импульсов. Такое соотношение времени передачи и приема импульсов позволяет вести непрерывное наблюдение на экране видеомонитора. Для выделения отдельных фаз сердечного цикла синхронно с ЭхоКГ регистрируются ЭКГ, ФКГ или сфигмограмма.

В настоящее время помимо одномерной эхокардиографии, позволяющей анализировать строение и движение структур сердца — М-режим (от лат. *motio* — движение), используется двумерная в реальном масштабе времени и начинается применение трехмерной, объемной, эхокардиографии.

Противопоказаний к использованию эхокардиографии практически нет. Трудности ЭхоКГ наблюдаются у лиц с узкими межреберными промежутками и при различных деформациях грудной клетки, так как костная ткань у взрослых полностью отражает и поглощает ультразвуковые волны. Аналогичные трудности наблюдаются при эмфиземе легких: повышенная воздушность легких и прикрытия ими сердца делают невозможным проникновение ультразвука в сердце. Могут наблюдаться трудности, связанные не только с регистрацией, но и с анализом ЭхоКГ из-за явлений реверберации (от лат. *reverberate* — отражать), т. е. повторного отражения одной и той же волны ультразвуковым датчиком и появления ложных эхосигналов.

Исследование производится в затемненном помещении с целью лучшего наблюдения за экраном видеомонитора. Пациент находится в горизонтальном на спине положении со слегка приподнятым головным концом кровати, иногда бывает необходимо зарегистрировать ЭхоКГ в положении пациента на левом боку. Запись ЭхоКГ производится на свободном или задержанном на выдохе (особенно при эмфиземе легких) дыхании.

Стандартными местами положения датчика являются второе-пятое межреберья на 2-3 см кнаружи от левого края грудины. Эта область сердца, не прикрытая легкими, называется «ультразвуковым окном». Дополнительными местами положения датчика являются область верхушки сердца, надчревная область и яремная ямка. Стандартные точки записи служат для количественного и качественного анализа ЭхоКГ, дополнительные — только для качественного. Оптимальный акустический контакт датчика с телом создается с помощью ультразвукового геля, глицерина или вазелинового масла.

Эхокардиография позволяет проводить диагностику приобретенных и врожденных пороков сердца, пролабирование створок клапанов, выявлять тромбы и опухоли сердца, выпот в перикарде, контролировать работу искусственных клапанов сердца, выявлять аневризму сердца и другие патологические состояния.

Своим развитием метод эхокардиографии в значительной степени обязан успехам в диагностике митрального стеноза. ЭхоКГ позволяет не только диагностировать порок, но и

производить оценку степени стенозирования митрального отверстия, выбрать правильный способ оперативного вмешательства, проверить эффективность митральной комиссуротомии или работу имплантированных клапанов.

Таким образом, эхокардиография является чрезвычайно ценным и быстро прогрессирующим методом диагностики патологии сердца и сосудов.

Фонокардиография

Фонокардиография представляет собой метод графической регистрации звуковых процессов, возникающих при деятельности сердца. Звуки сердца впервые графически были зарегистрированы голландским ученым Эйтнховеном еще в 1894 г. Однако из-за несовершенства аппаратуры клиническое распространение метод фонокардиографии получил только в последние 20-25 лет после создания достаточно надежных аппаратов. Фонокардиография имеет ряд преимуществ перед аускультацией. Она позволяет исследовать звуки сердца в диапазонах, не доступных или почти не доступных слуховому восприятию (например, III и IV тоны сердца); исследование формы и продолжительности звуков с помощью ФКГ позволяет проводить их качественный и количественный анализ, что также недоступно аускультации. Наконец, фонокардиографическое исследование является документальным и позволяет осуществлять наблюдение за изменениями звуковых явлений, возникающих при работе сердца больного, в динамике.

III Часть

Приборы и системы для регистрации и анализа комплексных электрических сопротивлений.

Комплекс аппаратно-программный реографический «Мицар-РЕО»

Комплекс предназначен для проведения клинических исследований системы кровоснабжения методом реографии как в условиях медицинских учреждений, так и при выездных обследованиях. Прибор, комплекты кабелей и электродов, пакеты программного обеспечения для DOS и Windows позволяют проводить регистрацию и компьютерный анализ реограмм по методикам: реоэнцефалографии (РЭГ), реовазографии (РВГ), тетрополярной грудной реографии (ТГР) по Кубичеку, интегральной реографии (ИРГТ) по Тищенко, реографии лёгочной артерии (РЛА), реогепатографии (РГГ), реоофтальмографии (РОГ) и кардиоритмографии (КРГ) как на стационарном персональном компьютере, так и на портативном компьютере типа Notebook. Подключение к компьютеру через последовательный (COM) порт.

Анализ РЕО

Программа визуального анализа РЕО позволяет быстро отобразить на экране монитора любой отрезок записи и измерить амплитуду и временные характеристики любого участка реограммы.

Возможен одновременный анализ несколько функциональных проб РЕО, либо сравнение с архивными записями. При автоматизированном анализе программа выделяет характерные точки РЕО для каждого выбранного врачом участка записи, с возможностью — ручной коррективы их положения и исключения артефактных реографических циклов. Большой набор реографических показателей автоматически рассчитывается, сравнивается с нормативными значениями, и заносится в "заключение врача" в виде таблиц и текстового описания. По желанию выполняется сравнение показателей между функциональными пробами или записями в табличном или графическом виде, формируются усредненные реокомплексы и динамика показателей. Совместимость с MS Word. При настройке программы врачом-пользователем обеспечивается возможность задания схемы отведений, перечня реографических показателей, таблиц нормативных величин, словаря текстового описания и шаблонов заключений. Программа обеспечивает высококачественную печать выбранных участков записи и заключения на любом принтере. Встроенная база данных обеспечивает быстрый поиск интересующих результатов обследования.

КРГ

Запись ЭКГ по одному отведению с сохранением кардиограммы на жестком диске. Программа анализа ЭКГ реализует оригинальный алгоритм обработки артефактов, позволяет рассчитывать функцию вариации ритма в трех диапазонах частот, диаграмму спектрального распределения RR-интервалов, скаттерограмму, основные статистические характеристики по выбору пользователя. Большой набор показателей, включая показатели по Баевскому, автоматически рассчитывается, сравнивается с нормативными значениями и заносится в заключение врача в виде таблицы и текстового описания. Программа позволяет проводить различные функциональные пробы (медикаментозные, дыхательные, ортостатические, нагрузочные на велоэргометре и т. п.). Возможна работа с электроэнцефалографом "Мицар-ЭЭГ"

Технические характеристики цифрового портативного реографа "МИЦАР-РЕО".

Число каналов реограммы 4

Число каналов дифференциальной реограммы 4

Число каналов электрокардиограммы 1

Частота измерительного тока 50, 100 кГц

Действующее значение измерительного тока 0.5 мА

Диапазон измерения:

1. базового сопротивления 10-700 Ом

2. объемной реограммы 0.01-1.0 Ом

Полоса пропускания 0.15-27 Гц

Относительное отклонение коэффициента передачи каналов 3 %

АЦП 12 бит

Частота оцифровки 350 Гц

Масса 0.5 кг (без компьютера)

Питание прибора осуществляется от четырех пальчиковых батарей типоразмера AA напряжением 1.5 В. Одного комплекта батарей достаточно не менее чем для 50-ти часов непрерывной регистрации реограммы или кардиограммы. Прибор комплектуется комплектом кабелей и электродов для съёма реограмм по методикам РЭГ, РВГ, ТГР по Кубичеку и ИРГТ по Тищенко. Электроды для РЛА, РГГ, электроды для РОГ и кабели для их подключения поставляются по отдельному заказу. Возможна совместная работа с базой данных WinPatientExpert для Windows.

Реограф-полианализатор для комплексного исследования параметров кровообращения "РЕАН-ПОЛИ" разработан на базе сигнального процессора ADSP-2181 KS-133 и 22-разрядных АЦП, выпускается в 8 модификациях и обеспечивает регистрацию и анализ сигналов импедансной плетизмографии (реографии) по 6 каналам и физиологических сигналов по 6 полиграфическим каналам в любом сочетании:

- электрокардиограммы (ЭКГ),
- фотоплетизмограммы (ФПГ),
- кожно-гальванической реакции (КГР),
- сейсмокардиограммы (СКГ),
- пневмограммы (ПГ),
- температуры,
- давления.

Программное обеспечение (ОС Windows'98) позволяет осуществлять исследования мозгового, периферического и кровообращения внутренних органов, центральной гемодинамики (импедансная кардиография) с возможностью мониторинга показателей гемодинамики и анализа адаптационных реакций сердечно-сосудистой системы. Осуществляется оценка гомеостатической функции сердца, типа гемодинамики, выявление компенсаторных и патологических звеньев сердечно-сосудистой системы по переходным процессам различных показателей центрального, мозгового и периферического кровообращения с использованием провоцирующих воздействий. Проводится автоматический анализ и интерпретация пульсового кровенаполнения, эластико-тонических свойств артерий разного калибра, состояния венозного оттока.

Предусмотрены питание прибора от аккумуляторов и связь с ЭВМ (NoteBook) через USB-порт. Предназначен для широкого клинического применения, проведения научных исследований, а в составе комплекса "РЕАКОР" применяется для проведения реабилитации методом тренинга с биологической обратной связью (biofeedback).

Основные технические характеристики:

Диапазоны измерения величин

- РГ базовый импеданс, Ом: *от 10 до 700*
- РГ объемная, Ом: *от 0,02 до 4*
- РГ дифференциальная, Ом/с: *от 0,5 до 60*
- ЭКГ, мВ: *от 0,1 до 8*
- СКГ, мкВ: *от 5 до 5000*
- ФПГ (постоянная составляющая), 0/00: *от 100 до 1000*
- ФПГ (переменная составляющая), 0/00: *от 0,5 до 40*
- ФПГ дифференциальная, 0/00 /с: *от 1 до 200*
- КГР, %: *от 0,5 до 10*
- ПГ, мм: *от 1 до 100*
- Давление, мм рт.ст: *от 10 до 300*
- Переменная составляющая давления, мм рт.ст.: *от 0,1 до 10*
- Дифференциальное давление, мм рт.ст./с: *от 2 до 200*

Уровень шумов, приведенных ко входу

- РГ объемная, Ом: *0,003*
- ЭКГ, мкВ: *10*
- ФПГ переменная составляющая, 0/00: *0,1*
- КГР, %: *0,1*
- ПГ, мм: *0,3*
- Переменная составляющая давления, мм: *рт.ст 0,05*

Частота среза фильтров (ФВЧ)/(ФНЧ), Гц

- РГ, объемная: *(0,05; 0,16; 0,5; 1,6)/(10; 25)*
- ЭКГ: *(0,05; 0,5)/(40; 75)*
- ФПГ, переменная составляющая: *(0,05; 0,16; 0,5; 1,6)/(10; 25)*
- КГР: *(0,05; 0,16; 0,5)/(1; 2; 5)*
- ПГ: *(0; 0,05; 0,16)/(1; 2; 5)*
- Переменная составляющая давления: *(0,16; 0,5)/(10; 25)*
- СКГ: *(40)/(75)*

разрядность	АЦП	–	16	(22	исходных)
частота	дискретизации	–	–	250	Гц

вес (без компьютера) – 1 кг

Реограф-полианализатор имеет малые габариты и вес, что позволяет закреплять его непосредственно на пациенте при проведении проб с физической нагрузкой.

Основные функции:

Реоэнцефалографические исследования: оценка состояния сосудов головного мозга (пульсовое кровенаполнение, эластико-тонические свойства сосудов различного калибра, состояние венозного оттока, межполушарную асимметрию, особенности регионарного

распределения и др.), топографическое картирование основных количественных показателей (реографический индекс, показатель периферического сосудистого сопротивления и др.) мозгового кровообращения.

Реовазографические исследования с одновременной регистрацией и анализом до 6-ти отведений в различных сочетаниях (бедро, голень, стопа, пальцы ног, плечо, предплечье, кисть, пальцы рук). Позволяет выявить нарушения кровообращения конечностей, объективно подтвердить такие диагнозы, как облитерирующий эндартериит, болезнь Рейно и др.

Исследование центральной гемодинамики: определение сердечного выброса, классификация гемодинамического синдрома, оценка фазовых характеристик сердечной деятельности (тетраполярная грудная реография по Кубичеку, интегральная реография по Тищенко, реография аорты и легочной артерии; съем может производиться с возможной одновременной регистрацией сейсмокардиограммы для более точного определения периода изгнания).

Реопульмонографические исследования: оценка кровоснабжения и вентиляции зон легких (до 6 зон), реография легочной артерии, оценка легочного артериального давления косвенными методами.

Реогепатографические исследования: оценка кровоснабжения левой и правой доли печени с характеристикой пульсового кровенаполнения, эластико-тонических свойств сосудов различного калибра, состояния венозного оттока.

Реонефрографические исследования (двухканальная реография почек). Предлагаемая схема наложения электродов позволяет неинвазивно и без использования специальных зондов оценивать функциональное состояние соответствующих бассейнов кровообращения.

Реография. Принцип метода.

Реография — это метод исследования общего и регионарного кровообращения, основанный на графической регистрации изменений электрического сопротивления тканей, возникающих при прохождении по ним пульсовой волны.

Живые ткани организма являются проводниками электрического тока. При этом разные ткани обладают разной электропроводностью, или, что то же, — разным электрическим сопротивлением. Наименьшим сопротивлением обладают жидкие среды организма, в первую очередь кровь. Поэтому, если через какой-то участок тела пропускать безвредный для организма переменный электрический ток высокой частоты (порядка 100 кГц) и малой силы (не более 10 мА) и одновременно регистрировать электрическое сопротивление этого участка, то окажется, что такое сопротивление будет постоянно меняться в связи с прохождением по тканям пульсовой волны. Чем больше кровенаполнение тканей, тем меньше их сопротивление. Таким образом, кривая изменения сопротивления хорошо отражает кровенаполнение тканей при прохождении по ним пульсовой волны.

Более полное представление о пульсовых колебаниях электрического сопротивления получают при учете (соотношении) базового сопротивления исследуемого участка (т. е.

суммарного сопротивления тела зондирующему току с частотой 50—100 кГц). Полный импеданс (сопротивление) состоит из двух величин, постоянный или базовый импеданс, обусловленный общим кровенаполнением тканей и их сопротивлением, и переменный или пульсовой импеданс, вызванный колебаниями кровенаполнения во время сердечного цикла. Величина пульсового импеданса ничтожно мала и составляет не более 0,5 % общего импеданса. Вместе с тем, пульсовой импеданс составляет объект изучения для реографии.

Реограмма — это кривая, отражающая пульсовые колебания электрического сопротивления. При увеличении кровенаполнения имеет место возрастание амплитуды кривой и наоборот, другими словами, регистрируется динамика импеданса в обратной полярности. На реограмме (рис. 1) различают систолическую и диастолическую части. Первая обусловлена притоком крови, вторая связана с венозным оттоком.

Запись реограмм производится в теплом помещении через 1,5—2 ч после приема пищи или натошак, в положении лежа на спине после 15—20-минутного отдыха. Одновременно с двумя реограммами (основной и дифференциальной) записывается ЭКГ во II стандартном отведении и иногда ФКГ в V точке или над верхушкой на одном из среднечастотных диапазонов. Желательно регистрацию реограммы производить на задержке дыхания при неполном выдохе. Запись производят при скорости движения лентопотяжного механизма 25—50 мм/с (реже — 100 мм/с). Необходимо следить за калибровочным сигналом (0,1 Ом=10 мм).

Качественная и количественная оценка реограмм сводится к измерению и описанию амплитудных и временных отрезков кривой, которые отражают состояние тонуса сосудов, их эластичность, величину ударного объема. Кроме того, вычисляются специальные реографические показатели.

При качественном анализе учитывается форма кривой, характер анакроты и катакроты, рельеф вершины (закругленная, заостренная, платообразная, седловидная и др.), выраженность и количество дополнительных волн, их расположение на нисходящем колене кривой, наличие или отсутствие пресистолической волны.

Количественный анализ предусматривает определение следующих показателей (рис. 2):

1. Амплитуда систолической волны в мм измеряется от основания систолической волны до высшей точки реограммы.

2. Амплитуда диастолической волны в мм измеряется от основания диастолической волны до высшей ее точки.



Рис. 2 Нормальная реограмма.

3. Реографический индекс (систолический — РСИ и диастолический—РДИ)— отношение систолической (диастолической) волны к стандартному калибровочному сигналу (0,1 Ом =10 мм), выражается в относительных единицах. Этот показатель характеризует величину и скорость притока (оттока) крови в исследуемой зоне. Амплитуда кривой измеряется от изолинии до высшей точки волны.

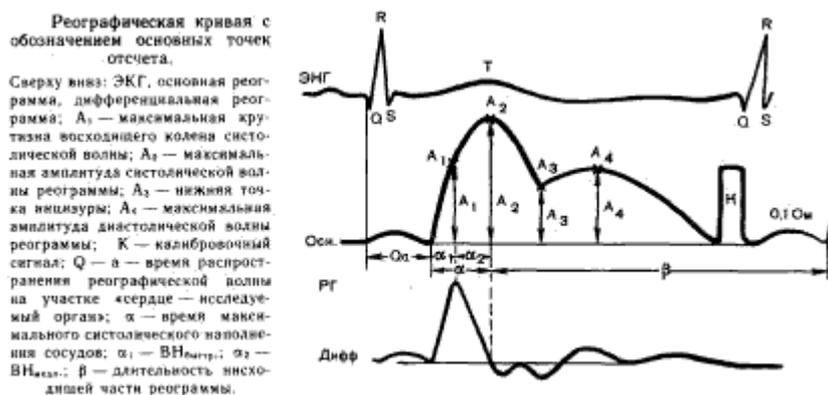


Рис. 2 Реографическая кривая с обозначением основных точек отсчета.

4. Интервал Q а или время распространения пульсовой волны (ВРПВ) на участке «сердце — исследуемый орган» в секундах — соответствует периоду напряжения при фазовом анализе систолы желудочков. Измеряется от начала зубца Q ЭКГ до начала волны реограммы, связанной с данным сердечным циклом. Интервал Q — а уменьшается при повышении тонуса или склерозе магистральных сосудов

5. Период или время быстрого наполнения ($VN_{быстр}$) — от начала подъема систолической волны реограммы до точки максимальной крутизны на ее восходящем колене (соответствует проекции вершины основного зубца дифференциальной реограммы на восходящее колена объемной реограммы). Этот показатель отражает величину ударного объема и функциональное состояние крупных сосудов.

6. Период или время медленного наполнения ($VN_{медл}$) —от точки максимальной крутизны на восходящем колене реограммы до ее вершины. Этот показатель определяется также как разность между $VN_{макс}$. и $VN_{быстр}$. и отражает функциональное состояние среднего и мелкого калибра.

7. $VN_{быстр}$ и $VN_{медл}$ составляют период максимального наполнения — $VN_{макс}$ (или ?), который измеряется от начала восходящей части кривой до ее вершины.

8. Амплитудно-частотный показатель (АЧП) — отношение реографического индекса (РИ) к длительности сердечного цикла R — R. $РИ/R — R$ характеризует величину объемного кровотока в исследуемой области в единицу времени.

9. Отношение амплитуд систолической и диастолической волн (A_c/A_d) отражает степень преобладания артериального притока во время систолы над венозным оттоком во время диастолы.

10. Время общего наполнения ($VN_{общ}$) — интервал от начала подъема реограммы отражает общее время систолического притока крови в данную сосудистую область

11. Продолжительность катакроты (?) в секундах (от высшей точки кривой реограммы до точки пересечения с изолинией)

12. Отношение времени восходящей части к времени нисходящей (?/?) в процентах.

13. Отношение времени восходящей части реограммы к длительности сердечного цикла ($(?/R-R) \cdot 100 \%$ или к сумме $?+?=T$ —как показатель эластичности и тонуса сосудов.

14. Коэффициенты, отражающие отношение времени быстрого наполнения и времени медленного наполнения к общей длительности наполнения ($V_{Нбыстр.} / (V_{Нобщ.})$), ($V_{Нмедл.} / (V_{Нобщ.})$). Следует заметить, что в реографии, как ни в одном из методов инструментальной диагностики сердечно-сосудистой системы нет единой методики количественных расчетов и нет единой терминологии. В каждом конкретном случае врач должен определить объем анализируемых показателей, который позволил бы при минимальных расчетах получить оптимальную информацию.

Регистрация реограмм осуществляется с помощью реографов. Последние состоят из следующих элементов: генератора высокой частоты, преобразователя «импеданс-напряжение», детектора, усилителя, калибровочного устройства, дифференцирующей цепочки.

Реограммы регистрируют с помощью реографов двух типов — биполярных и тетраполярных. Конструкция биполярных реографов (например РГ1–01 или 4РГ–1) предусматривает наложение на какой-либо участок тела двух электродов, между которыми пропускают переменный ток высокой частоты. Одновременно регистрируют изменение сопротивления на исследуемом участке тела.

При биполярной методике накладывают 2 электрода, каждый из которых одновременно является токовым и измерительным, электроды фиксируют на соответствующем участке тела. Для снижения контактного сопротивления между электродом и кожей используются те же приемы, что и при записи ЭКГ. При использовании тетраполярной методики участок исследования ограничивают парой измерительных электродов, а возникшее в них напряжение снимают с помощью другой пары электродов, расположенных снаружи по отношению к первой (токовые). Тетраполярная методика более точна, ибо резко (до минимума) снижается влияние контактного сопротивления (нет необходимости накладывать прокладки, смоченные растворами солей или щелочей, а также пользоваться электродной пастой) и электродной поляризации. Это позволяет с высокой степенью точности измерить импеданс глубинных тканей. Кроме того, достаточно точно получаемые сведения о базисном импедансе позволяют дать количественную оценку основным гемодинамическим показателям ударному и минутному объемам кровообращения.

В зависимости от целей исследований регистрируют интегральную реографию тела, грудную реографию, реографию легких, сосудов конечностей (реовазограмму), сосудов мозга (реоэнцефалограмму) и др. Измерительные электроды при этом располагают так, чтобы между ними оказалась исследуемая область.

Реограммы регистрируют обычно на многоканальных электрокардиографах, синхронно с ЭКГ и первой производной реограммы (кривой скорости). Обязательным является регистрация так называемых калибровочных сигналов, равных 0,1 Ом.

При количественном анализе соответствующих реограмм учитывают величину так называемого базового сопротивления исследуемого участка тела — базового импеданса, который зависит от объема изучаемой зоны и ее удельного сопротивления и не включает в себя значения сопротивления, изменяющегося в результате прохождения по данному участку тела пульсовой волны.

Анализ реограммы во многом напоминает анализ сфигмограмм центрального или периферического пульса. На реограмме можно выделить систолическую волну, обусловленную систолическим притоком крови в изучаемую область, и диастолическую волну, связанную преимущественно с венозным оттоком крови (рис. 3.267).

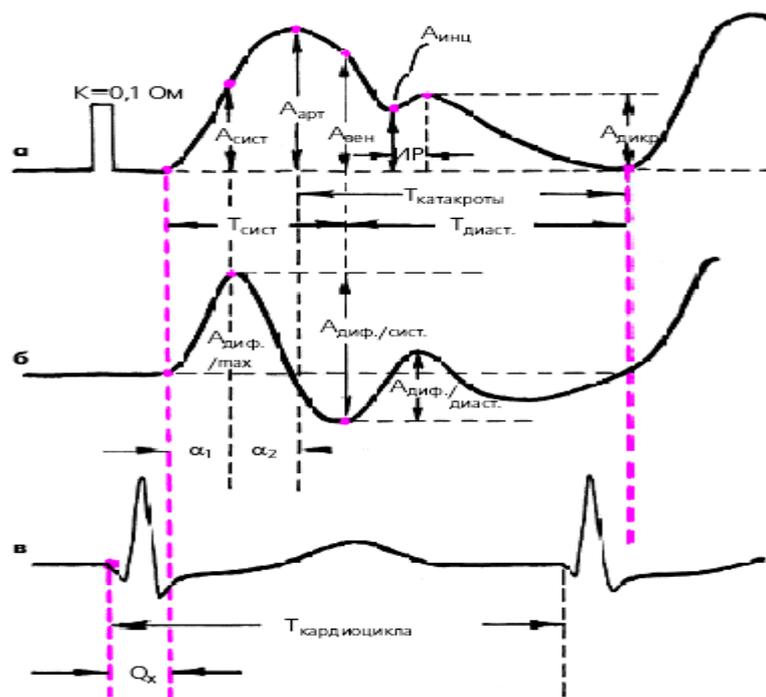


Рис. 4 Схема определения основных параметров объемной (а) и дифференцированной (б) реограммы, зарегистрированных синхронно с ЭКГ (в).

K — контрольный сигнал, $A_{арт}$ — амплитуда основной волны объемной реограммы (Ом), $A_{сист}$ — амплитуда объемной реограммы на уровне максимума скорости нарастания систолической волны, $A_{вен}$ — амплитуда венозной составляющей объемной реограммы на уровне максимальной скорости катакроты (Ом), $A_{инц}$ — амплитуда инцизуры объемной реограммы (Ом), $A_{дикр}$ — амплитуда дикротической волны (Ом), $A_{диф./max.}$, $A_{диф./сист}$ и $A_{диф./диаст}$ — соответствующие амплитуды дифференцированной реограммы (Ом · с⁻¹), α_1 и α_2 — соответственно, время быстрого и медленного кровенаполнения (с), $T_{сист}$ — период изгнания (с), $ИР$ — длительность периода изоволюметрического расслабления (рассчитывается по реограмме аорты или легочной артерии), Q_x — показатель, косвенно характеризующий скорость распространения пульсовой волны (с)

При количественной оценке реографической кривой рассчитывают следующие показатели:

1. Реографический индекс (РИ) — отношение максимальной амплитуды систолической волны к высоте калибровочного импульса ($A_{арт}/K$). Этот показатель характеризует величину

суммарного кровенаполнения исследуемой области.

2. Амплитуда реограммы в момент достижения максимальной скорости подъема кривой ($A_{\text{сист}}$), а также ее отношение ко времени этого подъема ($A_{\text{сист}}/a_1$). Эти два показателя отражают величину и скорость кровенаполнения артерии изучаемого участка тела.

3. Максимальная амплитуда первой производной реограммы ($A_{\text{диф/макс}}$).

4. Систоло-диастолический показатель — отношение амплитуды систолической волны реограммы к максимальной амплитуде ее диастолической части ($A_{\text{арт}}/A_{\text{дикр}}$). Этот показатель косвенно характеризует состояние венозного оттока.

5. Индекс эластичности (ИЭ) — отношение максимальной амплитуды систолической волны к ее амплитуде в конце периода наполнения сосудистой области ($A_{\text{арт}}/A_{\text{вен}}$). Это отношение является косвенным показателем эластичности сосудистой стенки.

6. Индекс тонуса (ИТ) — отношение амплитуды реограммы в нижней точке инцизуры к максимальной амплитуде систолической волны ($A_{\text{инц}}/A_{\text{арт}}$) — отражает величину тонуса сосудистой стенки и хорошо коррелирует с величиной общего периферического сопротивления.

7. Временной интервал Q_x (время от начала комплекса QRS ЭКГ до начала анакротического подъема систолической волны реограммы), который характеризует скорость распространения пульсовой волны.

Рассчитывают и другие временные и амплитудные показатели объемной и дифференцированной реограммы (см. рис. 3.267).

Метод реографии, благодаря своей простоте, относительно высокой информативности, безопасности и доступности, в последние годы получил широкое распространение в клинической практике. Метод дает возможность неинвазивного исследования гемодинамики практически любого органа или части тела. Реография позволяет изучить особенности артериального кровенаполнения органа или конечности, оценить состояние артериального тонуса, венозного оттока и коллатерального кровообращения, а также некоторых показателей центральной гемодинамики.

В зависимости от конкретной клинической задачи меняется зона исследования, и соответственно место наложения электродов. Поэтому различают реографию легких, сосудов мозга (реоэнцефалография), сосудов конечностей (реовазография) и др.

Тетраполярная грудная реография используется для косвенного неинвазивного определения основных показателей центральной гемодинамики — ударного (УО) и минутного объемов (МО) и общего периферического сопротивления (ОПС).

Грудные реограммы регистрируют с помощью тетраполярного реографа (например РПГ-2-02). Два ленточных токовых электрода, между которыми пропускают электрический ток высокой частоты, располагают на шее и груди, у основания мечевидного отростка (см. рис. 3.266). Два измерительных электрода закрепляют несколько кнутри от первых двух.

Конструкция тетраполярного реографа РПГ-2-02 позволяет с высокой точностью проводить измерения как изменяющегося сопротивления грудной клетки, обусловленного выбросом крови в сосудистую систему, так и базового сопротивления, т. е. сопротивления,

которое оказывают органы грудной клетки проходящему через нее электрическому току без учета пульсации.

Величину УО определяют по формуле:

$$УО = \rho \cdot \frac{L^2}{Z^2} \cdot \Delta Z$$

где ρ — удельное сопротивление крови (150 Ом/с), L — расстояние между измерительными электродами, Z — базовое сопротивление в Ом, ΔZ — изменение сопротивления грудной клетки во время периода изгнания.

Для определения ΔZ тетраполярную реограмму регистрируют синхронно с ее первой производной (кривой скорости) (рис. 3.268). Значения ΔZ рассчитывают как произведение максимальной амплитуды первой производной (в Ом/с) на длительность периода изгнания «Т» (в секундах). Максимальную амплитуду дифференцированной реограммы (A) измеряют в Ом/с, сопоставляя ее с величиной калибровочного сигнала (A_k), равного 1,0 Ом/с. Длительность изгнания определяют от начала систолической волны первой производной до нижней точки инцизуры или любым другим способом.

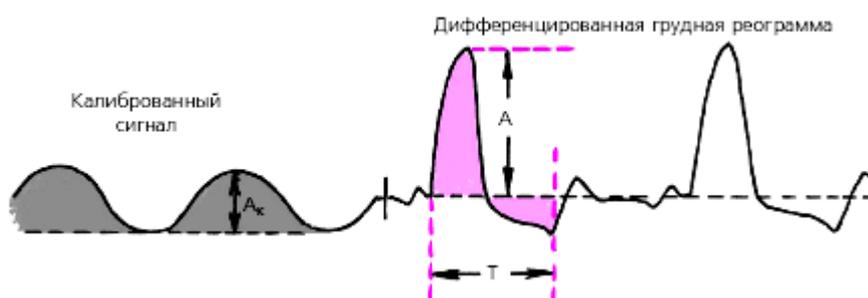


Рис. 5 Дифференцированная грудная реограмма и ее измерение для определения сердечного выброса.

Базовое сопротивление (Z) определяется (автоматически) по показателям специального индикатора. Его измеряют обычно сразу после наложения электродов, т. е. до начала регистрации тетраполярной реограммы.

Величины УО и МО, полученные с помощью тетраполярной реографии, могут быть использованы для расчета других комплексных гемодинамических показателей — СИ, УИ, ОПС и др. (см. ниже). Сопоставление результатов инвазивного и реографического определения основных показателей центральной гемодинамики свидетельствует о хорошем (хотя и не во всех случаях полном) совпадении результатов. Преимущества метода тетраполярной реографии раскрываются при необходимости многократно исследовать больного в динамике, в том числе для оценки эффективности терапии, во время функциональных нагрузочных тестов и т. д.

Реовазография (РВГ) — это регистрация кровенаполнения различных сосудистых областей. Наибольшее практическое значение имеет РВГ сосудов нижних конечностей. В этих

случаях для записи РВГ используют лентообразные электроды, которые устанавливают в проксимальной и дистальной частях конечности симметрично справа и слева (рис. 3.269).

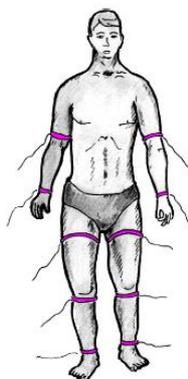


Рис. 6 Схема наложения реографических электродов для регистрации реовазограмм сосудов нижних и верхних конечностей.

При анализе РВГ конечностей оценивают форму кривой, некоторые количественные показатели РВГ, а также обращают внимание на симметричность РВГ, зарегистрированных на одних и тех же участках конечности справа и слева. Такой анализ позволяет: 1) выявить локализацию и распространенность нарушения периферического кровообращения по магистральным артериям; 2) оценить тонус сосудов, а также 3) состояние коллатерального кровотока.

Патологические изменения РВГ различных сосудистых областей характеризуются однотипностью. Так, при уменьшении кровенаполнения какой-либо области (гиповолемии) наблюдается снижение амплитуды и уплощение вершины систолической волны, уменьшение скорости анакротического подъема РВГ (рис. 3.270, б).

Для повышения тонуса сосудов характерно уменьшение амплитуды систолической волны, закругленность ее вершины, высокое расположение инцизуры и увеличение амплитуды диастолической волны (рис. 3.270, в).

При снижении тонуса сосудов наблюдается увеличение амплитуды систолической волны, заостренная вершина с крутым подъемом (анакротой) и быстрым спадом и низко расположенная инцизура (рис. 3.270, г).

Увеличение кровенаполнения какой-либо сосудистой области (гиперволемиа) характеризуется увеличением амплитуды и заострением вершины систолической волны РВГ, плохо выраженной инцизурой и низким расположением диастолической волны (рис. 3.270, д).

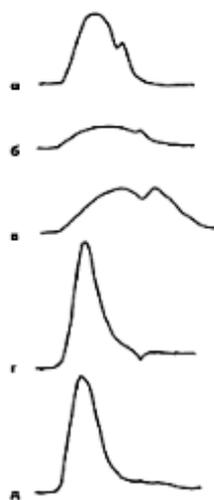


Рис. 7 Схематическое изображение различных типов реографической кривой: а — норма, б — уменьшение кровенаполнения органа (гиповолемический тип кривой), в — повышение тонуса сосудов, г — понижение тонуса сосудов, д — увеличение кровенаполнения органа (гиперволемия).

Реоэнцефалография (РЭГ) используется для косвенной оценки кровенаполнения сосудов головного мозга.

Для регистрации РЭГ обоих полушарий головного мозга электроды располагают симметрично справа и слева так, чтобы «зондирующий» электрический ток проходил через различные участки головного мозга, кровоснабжаемые внутренней сонной артерией, позвоночной артерией, передней и средней мозговой артерией и т. п. Чаще всего электроды фиксируют справа и слева на лобной кости и в области сосцевидного отростка.

Для дифференцирования органических и функциональных нарушений кровообращения применяют фармакологические пробы (эуфиллин, нитроглицерин и др.).

Качественный и количественный анализ РЭГ позволяет выявить:

1. Межполушарную асимметрию кровоснабжения головного мозга и уточнить локализацию этих нарушений.
2. Установить преобладание функциональных или органических расстройств кровоснабжения головного мозга (при использовании фармакологических препаратов).
3. Уточнить преобладающие механизмы выявляемых нарушений (стеноз артерий, склеротические изменения сосудов головного мозга, повышение или снижение тонуса артериальной стенки, нарушения венозного оттока и др.).

Так, например, при стенозе одной из крупных артерий головного мозга РЭГ, зарегистрированная в бассейне ее кровоснабжения, отличается низкой амплитудой, уплощенной вершиной, плохо выраженной инцизурой и диастолической (дикротической) волны. В этих случаях обычно определяется четко выраженная асимметрия РЭГ, зарегистрированная справа и слева.

Выраженные атеросклеротические изменения сосудов головного мозга, ведущие к снижению их эластичности, сопровождаются появлением аркообразной формы кривой с плохо выраженной дикротической волной, поздним началом подъема систолической волны

(увеличение интервала Qx) и уменьшением индекса эластичности.

При повышении тонуса артериол и ангиоспазме уменьшается скорость медленного наполнения РЭГ, которая отражает движение крови преимущественно по мелким артериальным сосудам. Инцизура приближается к вершине реографической кривой, повышается индекс тонуса.

При застойных явлениях в венозном русле церебрального кровообращения отмечается увеличение амплитуды диастолической волны и, соответственно, снижение систоло-диастолического показателя.

Нормализация или положительная динамика реографических показателей и формы РЭГ после фармакологических проб свидетельствует о преимущественно функциональном характере найденных изменений (например спазм артерий или снижение венозного тонуса). Сохранение патологических изменений РЭГ после использования фармакологических препаратов говорит в пользу преобладания органических изменений (атеросклероз, стенозирование просвета артерий, тромбоз).

Реография легочной артерии. Для оценки гемодинамики малого круга кровообращения используется методика реографии, разработанная Ю. Т. Пушкарем (1968, 1970). Один из реографических электродов располагают во II межреберье по правой срединно-ключичной линии, другой — справа, на уровне угла лопатки. При таком расположении электродов электрический ток, пропускаемый между ними, как бы зондирует правую ветвь легочной артерии, а полученная таким образом реограмма отражает как процесс наполнения ЛА во время изгнания крови правым желудочком (систолическая волна реограммы), так и отток крови из легочных вен к левому предсердию (диастолическая волна реограммы).

Анализ формы кривой и изменений количественных показателей реограммы легочной артерии позволяет составить представление об изменениях УО и скорости сокращения ПЖ, а также о наличии признаков артериальной (прекапиллярной) и/или венозной (посткапиллярной) легочной гипертензии.

В практическом отношении важно различать два типа изменений легочной реограммы у больных с повышением давления в ЛА (рис. 3.271):

1. Для артериальной (прекапиллярной) легочной гипертензии характерно относительное уменьшение амплитуды систолической волны РГ, закругление и зазубренность ее вершины, высоко расположенная инцизура и почти горизонтальный ход кривой в диастоле (рис. 3.271, а). Эти изменения обусловлены уменьшением эластичности ЛА и ее ветвей, повышением тонуса артериальных сосудов и легочного периферического сопротивления.

2. Для посткапиллярной (венозной) легочной гипертензии с явлениями венозного застоя в легких наряду с изменениями систолической волны характерно увеличение амплитуды диастолической волны РГ и, соответственно, уменьшение систоло-диастолического показателя и РИ (рис. 3.271, б). Эти изменения объясняются нарушениями оттока крови по легочным венам в левое предсердие.

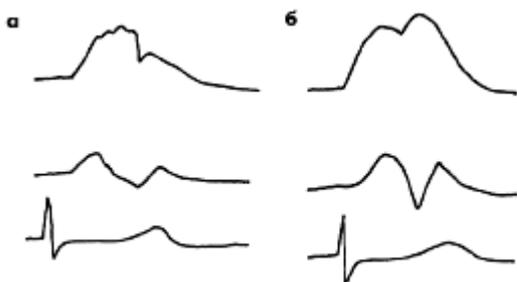


Рис. 8 Изменение реограммы легочной артерии при повышении давления в ЛА: а — преимущественно артериальный (прекапиллярный) тип легочной гипертензии, б — преимущественно венозный (посткапиллярный) тип легочной гипертензии. Объяснение в тексте

В состав реографа (см. рис. 9) входят генератор прямоугольного напряжения ГПН; конденсаторы токорасщепительной цепи C_{p1} и C_{p2} ; опорные элементы R_0 , C_0 , R_5 ; выпрямитель В; амплитудный детектор АД; активные элементы R_x , C_x .

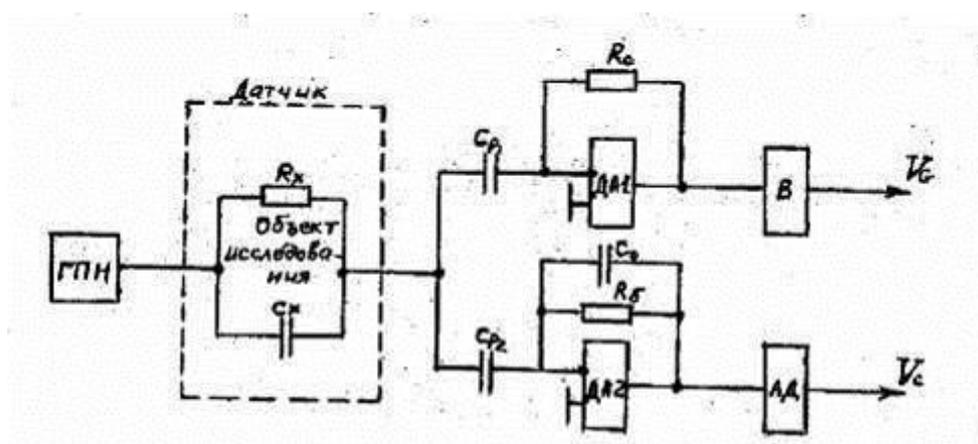


Рис. 9 Структурная схема реографа.

Конструктивно реограф представляет собой матерчатую накладку с встроенным электроемкостным датчиком и измеритель с индикацией, соединенные гибким электропроводом.

Измерению на переменном токе подлежит не только проводимость участка тела, но и его емкость. В этом случае оба параметра несут информацию об одном и том же процессе. Производя обработку результатов измерения, можно получить информацию о параметрах кровотока без влияния на точность измерения химического состава крови. При этом проводимость зависит от химического состава крови (содержание в ней солей глюкозы), емкостная составляющая от химического состава крови не зависит. При неизменном составе крови отношение выходных величин, характеризующих емкостную составляющую кровотока и активную (характеристику, полученную от проводимости), будет величиной постоянной. При уменьшении (повышении) содержания в крови глюкозы эта величина будет изменяться.

Результаты исследований обрабатываются с помощью ПЭВМ.

Для измерений параметров необходимо закрепить на объекте исследования накладку и снять показания на измерителе.

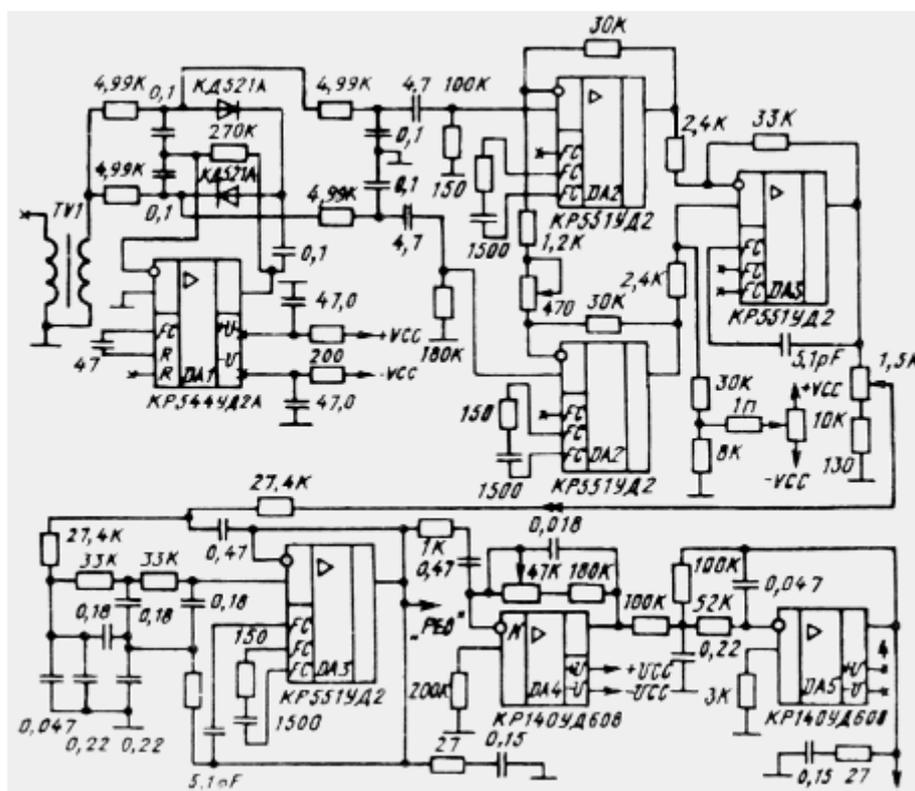


Рис 10 Принципиальная электрическая схема реографа 2РГ.

Амплитудно-модулированный полезный сигнал поступает через трансформатор TV1 на вход двухполупериодного выпрямителя выполненного на операционном усилителе DA1. Сглаженное напряжение усиливается инструментальным дифференциальным усилителем на прецизионных операционных усилителях DA2 и DA3 с цепями балансировки и регулятором уровня выходного сигнала. Каскад на второй половине сдвоенного операционного усилителя DA3 выполняет функции фильтра нижних частот с частотой среза 30 Гц (считается что информативный спектр реографических сигналов локализован в полосе частот от 0,5 Гц до 30 Гц). Выходной сигнал этого каскада представляет собой реографический сигнал, который далее поступает на скорректированный дифференциатор (поз. DA4) и пропускается через дополнительный активный фильтр нижних частот второго порядка (поз. DA5). В результате формируется сигнал "Диф. рео", по которому при анализе вычисляют такие показатели, как время изгнания, более точно определяется ударный объем крови.

Автоматизированная система регистрации и анализа полиреографической информации.

Современный уровень развития радиоэлектронной промышленности и, в особенности, компьютерных технологий позволяет эффективно решать вопросы регистрации и количественного анализа больших объемов электрофизиологической информации.

Одним из наиболее распространенных электрофизиологических методов изучения системной и регионарной гемодинамики является импедансная реоплетизмография (реография) [3]. Ее ценными преимуществами по сравнению с инвазивными способами исследования функционального состояния сосудистого русла являются простота и оперативность подготовки пациента и проведения обследования. Реографическое оборудование отличается относительной дешевизной. Импедансный метод позволяет реализовать без ущерба для здоровья человека его многократное обследование в течение короткого интервала времени, а также обеспечить непрерывный мониторинг изменений системного и регионарного кровообращения, возникающих под влиянием функциональных воздействий на его организм.

Однако ряд причин ограничивают широкое применение реографии. Наиболее важны из них следующие:

1. Низкая помехозащищенность входных цепей реографической аппаратуры.
2. Сравнительно невысокая точность определения большинства реографических показателей, поскольку дыхательные движения, а также мышечная дрожь существенно влияют на форму реограмм.
3. Сложность и трудоемкость анализа полученной информации.
4. Отсутствие унифицированного набора реографических показателей, объективно характеризующих пульсовое кровенаполнение и тонус различных сосудистых областей.

Целью настоящей работы явилось создание аппаратно-программного комплекса (АПК), обеспечивающего удовлетворительную помехозащищенность оборудования, высокую точность определения реографических показателей, а также позволяющего уменьшить трудоемкость анализа получаемой информации и провести унификацию полиреографических исследований человека.

Конструктивно АПК был разработан на основе серийного четырехканального потенциометрического реографа Р4-02 и компьютера IBM PC/AT, имеющего цветной или монохромный монитор стандарта VGA или SVGA. Комплекс включает в себя аналого-цифровой преобразователь (АЦП) и программный пакет анализа реографической информации (ПАРИ) (блок-схема комплекса приведена на рис. 1).

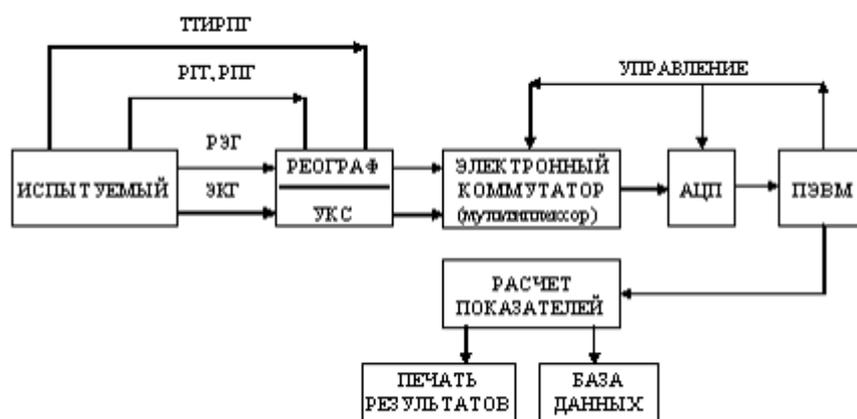


Рис. 11. Блок-схема аппаратной части системы регистрации и анализа реографической информации

Характеристика основных элементов комплекса.

1. Реограф Р4-02 - автоматический прибор, обеспечивающий возможность синхронной регистрации реограмм четырех сосудистых областей и контрольных электрокардиограмм в одном из стандартных отведений. Запись ЭКГ осуществляется благодаря наличию автономного усилителя кардиосигнала (УКС). Возможны би- и тетраполярный варианты реографии. Постоянная составляющая импеданса биообъекта автоматически отслеживается в процессе обследования и индицируется трехразрядным семисегментным цифровым табло. Дифференциатор прибора в совокупности с устройством калибровки обеспечивает получение первых производных реограмм и их количественный анализ. Частоты генераторов зондирующего тока (40, 50, 70, 100 кГц) выбраны так, что позволяют осуществлять регистрацию пульсового кровенаполнения как поверхностно, так и глубоко расположенных сосудов, сводя к минимуму искажения, вносимые взаимным влиянием каналов [4].

2. Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) представляет собой автономный модуль (лабораторный интерфейс), реализующий принцип поразрядного взвешивания электрических сигналов. Разработаны два варианта АЦП, различающиеся элементной базой, но идентичные по основным техническим характеристикам, а также по алгоритму управления процессом преобразования информации. Главными узлами первого варианта АЦП являются регистр последовательного приближения (микросхема К155ИР17), цифроаналоговый преобразователь (микросхема К572ПА1А), компаратор напряжений (микросхема КР597СА3А). Второй вариант АЦП создан на основе специализированной большой интегральной схемы К1113ПВ1А. Оба варианта АЦП - восьмиразрядные, программноуправляемый коммутатор (мультиплексор) на входе АЦП каждого варианта позволяет вести синхронную регистрацию реограмм по нескольким каналам (до 8 каналов).

Частота квантования аналогового сигнала на каждом канале регистрации определяется программно и составляет 160 дискрет/с. Амплитудное квантование сигнала, соответствующее 8 разрядам, - 256 дискрет, при уровнях напряжения на входе АЦП от -2,5 до +2,5 В, что полностью соответствует диапазону электрических сигналов выходных цепей реографа Р4-02.

Таким образом, аппаратная часть комплекса обеспечивает точность регистрации электрофизиологической информации в 5-6 раз превышающую таковую при сравнении с методами записи реограмм на бумажном носителе посредством аналоговых самописцев.

Оцифрованный сигнал в форме двоичного кода поступает на порт параллельного интерфейса компьютера, используемый в обычных условиях для подключения печатающего устройства. Дополнительных аппаратных доработок ЭВМ для подключения к ней АЦП не требуется. Энергопитание прибора осуществляется от собственного блока питания, обеспечивающего стабилизированные напряжения +15V, -15 V и +5 V. Вследствие малой мощности, потребляемой АЦП, его энергообеспечение возможно и от источника питания реографа Р4-02, создающего все необходимые напряжения и имеющего достаточный резерв мощности.

3. Программный пакет анализа реографической информации (ПАРИ) разработан в интегрированной среде TURBO PASCAL V.7.0 (с использованием библиотеки TURBO VISION) и состоит из нескольких субмодулей: субмодуля по-лучения и сохранения информации;

субмодуля графического представления информации; суб-модуля расчета реографических показателей; субмодуля конфигурации программного пакета. Субмодуль получения и сохранения информации содержит подпрограмму управления АЦП, обеспечивает регистрацию антропометрических показателей обследуемого, осуществляет запись полученной реографической информации, а также калибровочных сигналов на магнитный носитель. Дополнительной функцией субмодуля является адаптивная фильтрация помех.

Субмодуль графического представления информации обеспечивает индикацию электрофизиологической информации на дисплее компьютера в монохромном или цветном режимах и служит для определения опорных точек реографических кривых. Предусмотрена возможность распечатки реограмм на печатающем устройстве.

Субмодуль расчета реографических показателей позволяет выполнять количественный анализ трансторакальных тетраполярных импедансных реоплетизмограмм (ТТИРПГ) по W.G. Kubicek [6], с вычислением 15-ти показателей, характеризующих системную кардиогемодинамику. В процессе его разработки реализован количественный анализ реоэнцефалограмм (РЭГ), реогепатограмм (РГГ), реовазограмм (РВГ), реограмм пародонта (РГП).

Анализ периферических реограмм осуществляется по единому алгоритму и предусматривает вычисление 17-ти показателей, отражающих пульсовое кровенаполнение и тонус периферических артериальных сосудов различного калибра, а также вен.

Определение опорных точек реограмм осуществляется по экстремумам и точкам обращения в ноль их первых производных. Регистрация первых производных позволила реализовать двухкомпонентный анализ реографических кривых (И.В.Со-колова, Х.Х.Яруллин, 1983, 1987) [1, 2, 5]. В соответствии с этим подходом производится определение амплитуды артериального компонента реографической волны (A , Ом), систолического отношения (B/A , %), венозного оттока (BO , %) и, таким образом, определяется пульсовое кровенаполнение сосудистого региона, уровень тонуса его средних и мелких артерий и условия венозного оттока крови.

В исследовательском комплексе предусмотрена возможность распечатки результатов анализа (расчетной информации) в виде формализованной карты обследования и запись результатов в архив на магнитный носитель.

Субмодуль конфигурации позволяет по желанию исследователя до начала работы системы избрать амплитудный масштаб представления графической информации, рационально разместить графики на дисплее, при необходимости изменить скорость оцифровки реосигнала. Причем установленная при первичной настройке АПК конфигурация программного пакета сохраняется после окончания работы системы.

В заключение необходимо отметить, что описанный АПК совмещает в себе ряд функциональных возможностей двух распространенных в настоящее время систем анализа реографической информации: АПК Импекард, предназначенного для определения параметров системной кардиогемодинамики и АПК Корона, применяемого для оценки церебрального кровообращения [2]. При этом описанный АПК имеет более высокую частоту дискретизации

реосигнала (для комплексов Импекард и Корона данная частота составляет 100 дискрет/с), и позволяет получать более широкий набор показателей одновременно с нескольких сосудистых областей для наблюдения за перераспределением крови между различными регионами.

Опыт эксплуатации описанного АПК (более 600 обследованных людей) показал его высокую надежность и удобство использования. Получаемая с помощью АПК информация характеризуется хорошей воспроизводимостью (с возможностью записи на жестких и гибких магнитных дисках) и высокой достоверностью.

Оптические квантовые генераторы - уникальные источники света.

Индукцированное излучение

Одним из самых замечательных достижений физики второй половины двадцатого века было открытие физических явлений, послуживших основой для создания удивительного прибора — оптического квантового генератора или лазера. Эти открытия совершили прорыв в области оптической физики.

В основу лазеров было положено явление индуцированного излучения, существование которого было предсказано Эйнштейном в 1917 году. По Эйнштейну, наряду с процессами обычного излучения и резонансного поглощения существует третий процесс - вынужденное (индуцированное) излучение. Свет резонансной частоты, то есть той частоты, которую атомы способны поглощать, переходя на так называемые высшие энергетические уровни, должен вызывать свечение атомов, уже находящихся на этих уровнях, если таковые имеются в среде.

Характерная особенность этого излучения заключается в том, что испускаемый свет неотличим от вынуждающего света, то есть совпадает с последним по частоте, по фазе, поляризации и направлению распространения. Это означает, что вынужденное излучение добавляет в световой пучок точно такие же кванты света, какие уводит из него резонансное поглощение.

Атомы среды могут поглощать свет, находясь на нижнем энергетическом уровне, излучают же они на верхних уровнях. Отсюда следует, что при большом количестве атомов на нижних уровнях (по крайней мере большем, чем количество атомов на верхних уровнях), свет, проходя через среду, будет ослабляться. Напротив, если число атомов на верхних уровнях больше числа невозбужденных, то свет, пройдя через данную среду, усилится. Это значит, что в данной среде преобладает индуцированное излучение.

Квантовые усилители и генераторы света, в основу которых положено описанное

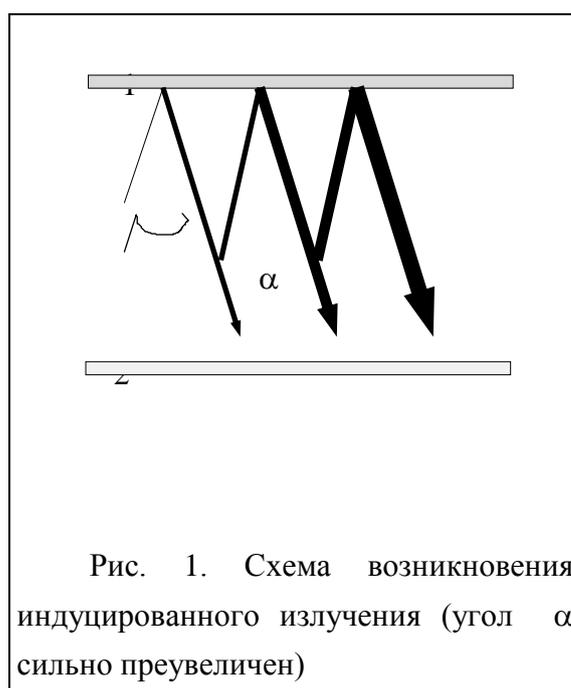


Рис. 1. Схема возникновения индуцированного излучения (угол α сильно преувеличен)

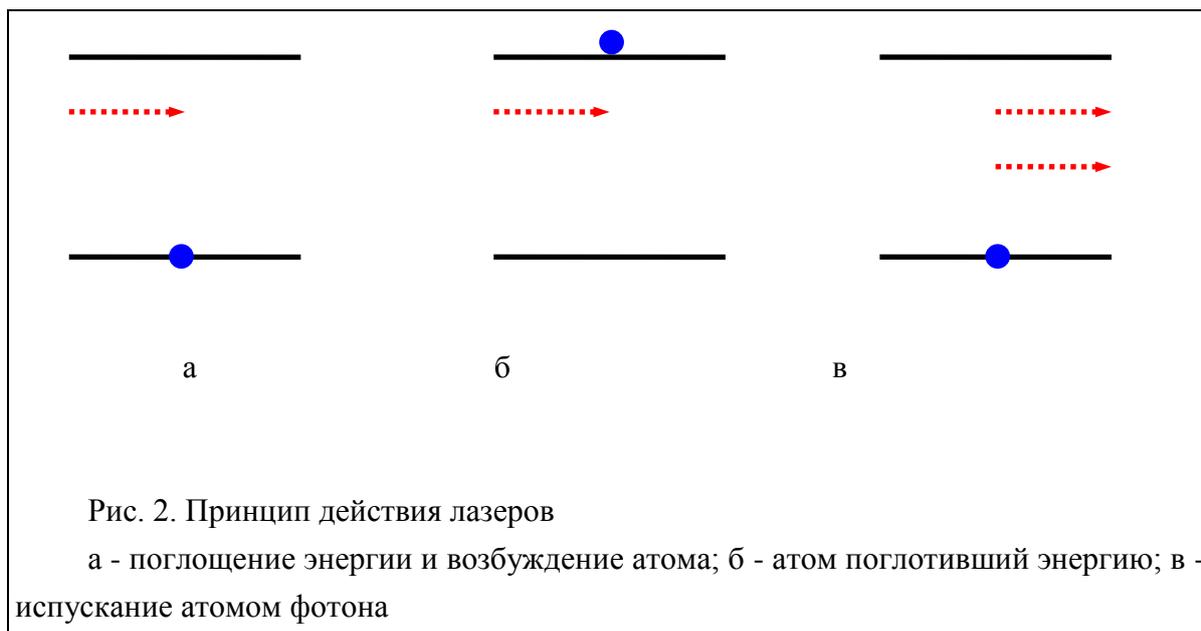
явление, работают по схеме, схематично изображенной на рис.1. Пространство между зеркалами 1 и 2 заполнено активной средой, то есть средой, содержащей большее количество возбужденных атомов (атомов, находящихся на верхних энергетических уровнях), чем невозбужденных. Среда усиливает проходящий через неё свет за счет индуцированного излучения, начало которому даёт спонтанное излучение одного из атомов. Значительное усиление света достигается тогда, когда угол α очень мал. Тогда свет испытывает множество отражений, и все лучи накладываются, усиливая друг друга. На рис. 1 этому соответствует постепенное утолщение стрелки.

Принцип действия лазеров

Лазерное излучение - есть свечение объектов при нормальных температурах. Но обычных условиях большинство атомов находятся в низшем энергетическом состоянии. Поэтому при низких температурах вещества не светятся.

При прохождении электромагнитной волны сквозь вещество её энергия поглощается. За счёт поглощенной энергии волны часть атомов возбуждается, то есть переходит в высшее энергетическое состояние. При этом от светового пучка отнимается некоторая энергия:

$$h\nu = E_2 - E_1,$$



где $h\nu$ - величина, соответствующая количеству потраченной энергии,

E_2 - энергия высшего энергетического уровня,

E_1 - энергия низшего энергетического уровня.

На рисунке 2(а) представлены невозбужденный атом и электромагнитная волна в виде красной стрелки. Атом находится в нижнем энергетическом состоянии. На рисунке 2(б) изображён возбужденный атом, поглотивший энергию. Возбужденный атом может отдать свою энергию соседним атомам при столкновении или испустить фотон в любом направлении.

Теперь представим, что каким-либо способом мы возбудили большую часть атомов среды.

Тогда при прохождении через вещество электромагнитной волны с частотой

$$\nu = \frac{E_2 - E_1}{h},$$

где ν - частота волны,

$E_2 - E_1$ - разница энергий высшего и низшего уровней,

h - длина волны.

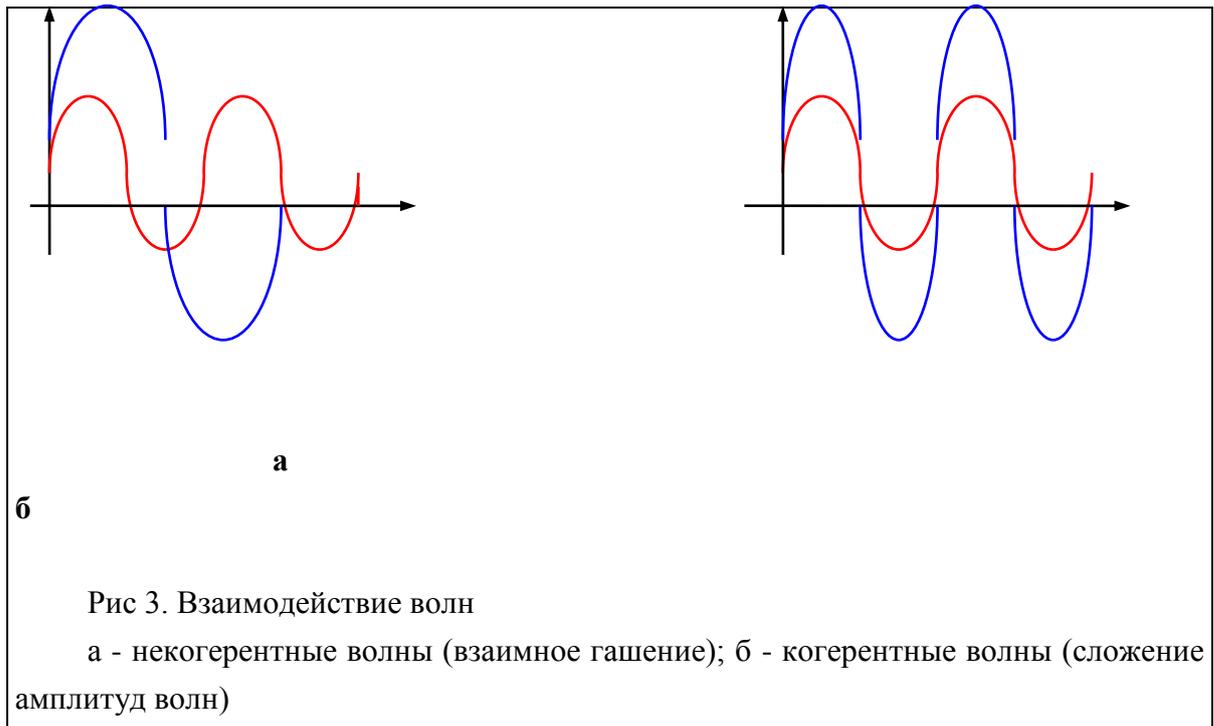
эта волна будет не ослабляться, а напротив, усиливаться за счёт индуцированного излучения. Под её воздействием атомы согласованно переходят в низшие энергетические состояния, излучая волны, совпадающие по частоте и фазе с падающей волной. Это показано на рисунке 2(в).

Основные свойства лазерного луча.

Лазеры являются уникальными источниками света. Их уникальность определяют свойства, которыми не обладают обычные источники света. В противоположность, например, обычной электрической лампочке, электромагнитные волны, зарождающиеся в различных частях оптического квантового генератора, удаленных друг от друга на макроскопические расстояния, оказываются *когерентны* между собой. Это значит что все колебания в различных частях лазера происходят согласованно.

Чтобы разобрать понятие когерентности в деталях, нужно вспомнить понятие интерференции. Интерференция - это взаимодействие волн, при котором происходит сложение амплитуд этих волн. Если удастся запечатлеть процесс этого взаимодействия, то можно увидеть так называемую интерференционную картину (она выглядит как чередование темных и светлых участков).

Интерференционную картину осуществить довольно трудно, так как обычно источники исследуемых волн порождают волны несогласованно, и сами волны при этом будут гасить друг друга. В этом случае интерференционная картина будет чрезвычайно размыта или же не будет видна вовсе. Процесс взаимного гашения схематично представлен на рис.3(а) Следовательно, решение проблемы получения интерференционной картины лежит в использовании двух зависимых и согласованных источников волн. Волны от согласованных источников излучают таким образом, что



разность хода волн будет равна целому числу длин волн. Если это условие выполняется, то амплитуды волн накладываются друг на друга и происходит интерференция волн (рис. 3(б)). Тогда источники волн можно назвать *когерентными*.

Когерентность волн, и источников этих волн можно определить математически. Пусть E_1 - напряженность электрического поля, создаваемая первым пучком света, E_2 - вторым. Допустим, что пучки пересекаются в некоторой точке пространства A . Тогда согласно принципу суперпозиции напряженность поля в точке A равна

$$E = E_1 + E_2$$

Так как в явлениях интерференции и дифракции оперируют относительными значениям величин, то дальнейшие операции будем производить с величиной - интенсивность света, которая обозначена за I и равна

$$I = E^2.$$

Меняя величину I на определенную ранее величину E , получаем

$$I = I_1 + I_2 + I_{12},$$

где I_1 - интенсивность света первого пучка,

I_2 - интенсивность света второго пучка.

Последнее слагаемое I_{12} учитывает взаимодействие пучков света и называется *интерференционным членом*. Это слагаемое равно

$$I_{12} = 2 (E_1 * E_2).$$

Если взять независимые источники света, например, две электрические лампочки, то повседневный опыт показывает, что $I = I_1 + I_2$, то есть результирующая интенсивность равна сумме интенсивностей налагающихся пучков, а потому интерференционный член обращается в ноль. Тогда говорят, что пучки некогерентны между собой, следовательно некогерентны и источники света. Однако, если накладываются пучки зависимы, то интерференционный член не обращается в ноль, а потому $I \neq I_1 + I_2$. В этом случае в одних точках пространства

результатирующая интенсивность I больше, в других - меньше интенсивностей I_1 и I_2 . Тогда и происходит интерференция волн, а значит источники света оказываются когерентными между собой.

С понятием когерентности также связано понятие пространственной когерентности. Два источника электромагнитных волн, размеры и взаимное расположение которых позволяет получить интерференционную картину, называются пространственно когерентными.

Другой замечательной чертой лазеров, тесно связанной с когерентностью их излучения, является **способность к концентрации энергии** - концентрации **во времени, в спектре, в пространстве, по направлению распространения**. Первое означает то, что излучение оптического генератора может длиться всего около сотни микросекунд. Концентрация в спектре предполагает, что ширина спектральной линии лазера очень узка. Это монохроматичность.

Лазеры также способны создавать пучки света с очень малым углом расхождения. Как правило, это значение достигает 10^{-5} рад. Это значит, что на Луне такой пучок, посланный с Земли, даст пятно диаметром около 3 км. Это является проявлением концентрации энергии лазерного луча в пространстве и по направлению распространения.

Монохроматичность лазерного излучения. Его мощность.

Для некоторых квантовых генераторов характерна чрезвычайно высокая степень **монохроматичности** их излучения. Любой поток электромагнитных волн всегда обладает набором частот. Излучение и поглощение атомной системы характеризуется не только частотой, но и некоторой неопределенностью этой величины, называемой шириной спектральной линии (или полосы). Абсолютно монохроматического одноцветного потока создать нельзя, однако, набор частот лазерного излучения чрезвычайно узок, что и определяет его очень высокую монохроматичность.

Нужно отметить, что линии лазерного излучения имеют сложную структуру и состоят из большого числа чрезвычайно узких линий. Применяя соответствующие оптические резонаторы, можно выделить и стабилизировать отдельные линии этой структуры, создав тем самым одночастотный лазер.

Мощность лазера. Лазеры являются самыми мощными источниками светового излучения. В узком интервале спектра кратковременно (в течение промежутка времени, продолжительностью порядка 10^{-13} с.) у некоторых типов лазеров достигается мощность излучения порядка 10^{17} Вт/см², в то время как мощность излучения Солнца равна только $7 \cdot 10^3$ Вт/см², причём суммарно по всему спектру. На узкий же интервал $\lambda = 10^{-6}$ см (это ширина спектральной линии лазера) приходится у Солнца всего лишь 0,2 Вт/см². Если задача заключается в преодолении порога в 10^{17} Вт/см², то прибегают к различным методам повышения мощности.

Повышение мощности излучения. Для повышения мощности излучения необходимо увеличить число атомов, участвующих в усилении светового потока за счет индуцированного излучения, и уменьшить длительность импульса.

Метод модулированной добротности. Чтобы увеличить число атомов, участвующих почти одновременно в усилении светового потока, необходимо задержать начало *генерации* (собственно излучения), чтобы накопить как можно больше возбужденных атомов, создающих инверсную заселенность, для чего надо поднять *порог генерации лазера* и уменьшить *добротность*. Порогом генерации называют предельное число атомов, способных находиться в возбужденном состоянии. Это можно сделать посредством увеличения потерь светового потока. Например, можно нарушить параллельность зеркал, что резко уменьшит добротность системы. Если при такой ситуации начать накачку, то даже при значительной инверсии заселенности уровней генерация не начинается, поскольку порог генерации высок. Поворот зеркала до параллельного другому зеркалу положения повышает добротность системы и тем самым понижает порог генерации. Когда добротность системы обеспечит начало генерации, инверсная заселенность уровней будет весьма значительной. Поэтому мощность излучения лазера сильно увеличивается. Такой способ управления генерацией лазера называется методом модулированной добротности.

Продолжительность импульса излучения зависит от того, в течение какого времени вследствие излучения инверсная заселенность изменится настолько, что система выйдет из условия генерации. Продолжительность зависит от многих факторов, но обычно составляет 10^{-7} — 10^{-8} с. Очень распространено модулирование добротности с помощью вращающейся призмы. При определенном положении она обеспечивает полное отражение падающего вдоль оси резонатора луча в обратном направлении. Частота вращения призмы составляет десятки или сотни герц. Импульсы лазерного излучения имеют такую же частоту.

Более частое повторение импульсов может быть достигнуто модуляцией добротности с помощью ячейки Керра (быстродействующий модулятор света). Ячейку Керра и поляризатор помещают в резонатор. Поляризатор обеспечивает генерацию лишь излучения определенной поляризации, а ячейка Керра ориентирована так, чтобы при наложении на нее напряжения не проходил свет с этой поляризацией. При накачке лазера напряжение с ячейки Керра снимается в такой момент времени, чтобы начавшаяся при этом генерация была наиболее сильной. Для лучшего понимания этого метода можно провести аналогию с известным из школьного курса физики опытом с турмалином.

Имеются также и другие способы введения потерь, приводящие к соответствующим методам модуляции добротности.

Гигантский импульс

Применительно к лазерным технологиям используется термин гигантский импульс. Таковым называют импульс, обладающей очень большой энергией при сверхмалой длительности.

Сама по себе идея создания гигантского импульса проста при использовании оптического затвора - специального устройства, которое по сигналу может переходить из открытого состояния в закрытое и наоборот. В открытом состоянии затвор пропускает через себя лазерное излучение, в закрытом - поглощает или отклоняет его в другую сторону. При создании гигантского импульса затвор переводят в закрытое состояние еще до того, как начнется

высвечивание энергии накачки. Затем, по мере поглощения энергии активные центры (атомы, участвующие в генерации) переходят в массовом порядке на долгоживущий верхний уровень. Генерация в лазере пока не осуществляется, ведь затвор закрыт. В результате на рассматриваемом уровне накапливается чрезвычайно большое число активных центров - создается очень сильная инверсная заселенность уровней. В определенный момент затвор переключают в открытое состояние. В некотором отношении это похоже на то, если бы высокая плотина, создававшая огромный перепад уровней воды, вдруг неожиданно исчезла. Происходит быстрое и очень бурное высвечивание активных центров, в результате чего и рождается короткий и мощный лазерный импульс - гигантский импульс. Его длительность составляет 10^{-8} с., а максимальная мощность 10^8 Вт.

Характеристики некоторых типов лазеров.

Разнообразие лазеров. В настоящее время имеется громадное разнообразие лазеров, отличающихся между собой активными средами, мощностями, режимами работы и другими характеристиками. Нет необходимости все их описывать. Поэтому здесь даётся краткое описание лазеров, которые достаточно полно представляют характеристики основных типов лазеров (режим работы, способы накачки и т. д.)

Рубиновый лазер. Первым квантовым генератором света был рубиновый лазер, созданный в 1960 году.

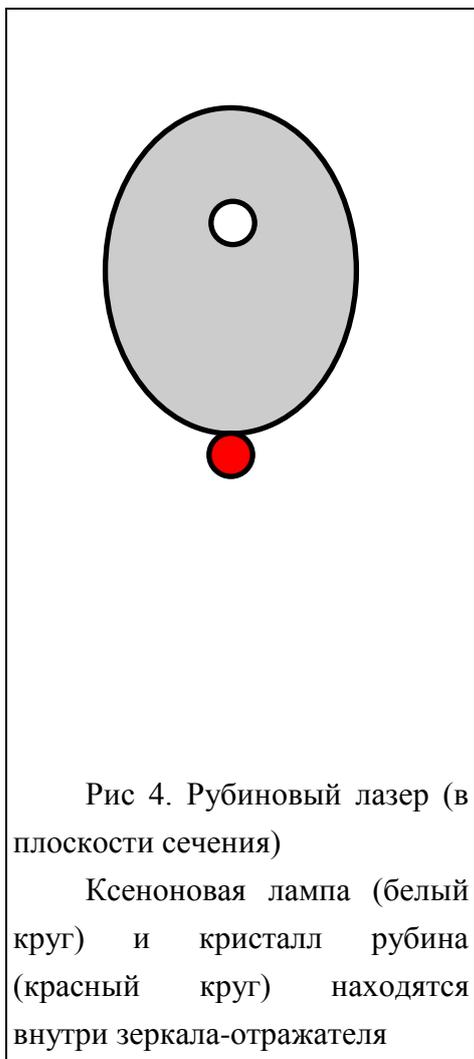
Рабочим веществом является рубин, представляющий собой кристалл оксида алюминия Al_2O_3 (корунд), в который при выращивании введен в виде примеси оксид хрома Cr_2O_3 . Красный цвет рубина обусловлен положительным ионом Cr^{+3} . В решетке кристалла Al_2O_3 ион Cr^{+3} замещает ион Al^{+3} . Вследствие этого в кристалле возникают две полосы поглощения: одна—в зеленой, другая—в голубой части спектра. Густота красного цвета рубина зависит от концентрации ионов Cr^{+3} : чем больше концентрация, тем гуще красный цвет. В темно-красном рубине концентрация ионов Cr^{+3} достигает 1%.

Наряду с голубой и зеленой полосами поглощения имеется два узких энергетических уровня E_1 и E_1' , при переходе с которых на основной уровень излучается свет с длинами волн 694,3 и 692,8 нм. Ширина линий составляет при комнатных температурах примерно 0,4 нм. Вероятность вынужденных переходов для линии 694,3 нм больше, чем для 692,8 нм. Поэтому проще работать с линией 694,3 нм. Однако можно осуществить генерацию и линии 692,8 нм, если использовать специальные зеркала, имеющие большой коэффициент отражения для излучения $\lambda = 692,8$ нм и малый — для $\lambda = 694,3$ нм.

При облучении рубина белым светом голубая и зеленая части спектра поглощаются, а красная отражается. В рубиновом лазере используется оптическая накачка ксеноновой лампой, которая дает вспышки света большой интенсивности при прохождении через нее импульса тока, нагревающего газ до нескольких тысяч кельвин. Непрерывная накачка невозможна, потому что лампа при столь высокой температуре не выдерживает непрерывного режима работы. Возникающее излучение близко по своим характеристикам к излучению абсолютно

черного тела. Излучение поглощается ионами Cr^{+} , переходящими в результате этого на энергетические уровни в области полос поглощения. Однако с этих уровней ионы Cr^{+3} очень быстро в результате безызлучательного перехода переходят на уровни E_1 , E_1' . При этом излишек энергии передается решетке, т. е. превращается в энергию колебаний решетки или, другими словами, в энергию фотонов. Уровни E_1 , E_1' метастабильны. Время жизни на уровне E_1 равно 4,3 мс. В процессе импульса накачки на уровнях E_1 , E_1' накапливаются возбужденные атомы, создающие значительную инверсную заселенность относительно уровня E_0 (это уровень невозбужденных атомов).

Кристалл рубина выращивается в виде круглого цилиндра. Для лазера обычно используют кристаллы размером: длина $L = 5$ см, диаметр $d = 1$ см. Ксеноновая лампа и кристалл рубина помещаются в эллиптическую полость с хорошо отражающей внутренней поверхностью (рис. 4). Чтобы обеспечить попадание на рубин всего излучения ксеноновой лампы, кристалл рубина и лампа, имеющая также форму круглого цилиндра, помещаются в фокусы эллиптического сечения полости параллельно ее образующим. Благодаря этому на рубин направляется излучение с плотностью, практически равной плотности излучения на источнике накачки.



Один из концов рубинового кристалла срезан так, что от граней среза обеспечивается полное отражение и возвращение луча обратно. Такой срез заменяет одно из зеркал лазера. Второй конец рубинового кристалла срезан под углом Брюстера. Он обеспечивает выход из кристалла рубина без отражения луча с соответствующей линейной поляризацией. Второе зеркало резонатора ставится на пути этого луча. Таким образом, излучение рубинового лазера линейно поляризовано.

Гелий-неоновый лазер. Активной средой является газообразная смесь гелия и неона. *Генерация осуществляется за счет переходов между энергетическими уровнями неона, а гелий играет роль посредника, через который энергия передается атомам неона для создания инверсной заселенности.*

Неон, в принципе, может генерировать лазерное излучение в результате более 130 различных переходов. Однако наиболее интенсивными являются линии с длиной волны 632,8 нм, 1,15 и 3,39 мкм. Волна 632,8 нм находится в видимой части спектра, а волны 1,15 и 3,39 мкм - в инфракрасной.

При пропускании тока через гелий-неоновую смесь газов электронным ударом атомы гелия возбуждаются до состояний 2^3S и 2^2S , которые являются метастабильными, поскольку переход в основное состояние из них запрещен

квантово-механическими правилами отбора. При прохождении тока атомы накапливаются на этих уровнях. Когда возбужденный атом гелия сталкивается с невозбужденным атомом неона, энергия возбуждения переходит к последнему. Этот переход осуществляется очень эффективно вследствие хорошего совпадения энергии соответствующих уровней. Вследствие этого на уровнях **3S** и **2S** неона образуется инверсная заселенность относительно уровней **2P** и **3P**, приводящая к возможности генерации лазерного излучения. Лазер может оперировать в непрерывном режиме. Излучение гелий-неонового лазера линейно поляризовано. Обычно давление гелия в камере составляет 332 Па, а неона — 66 Па. Постоянное напряжение на трубке около 4 кВ. Одно из зеркал имеет коэффициент отражения порядка 0,999, а второе, через которое выходит лазерное излучение, — около 0,990. В качестве зеркал используют многослойные диэлектрики, поскольку более низкие коэффициенты отражения не обеспечивают достижения порога генерации.

CO₂-лазер с замкнутым объемом. Молекулы углекислого газа, как и другие молекулы, имеют полосатый спектр, обусловленный наличием колебательных и вращательных уровней энергии. Используемый в CO₂ - лазере переход дает излучение с длиной волны 10,6 мкм, т. е. лежит в инфракрасной области спектра. *Пользуясь колебательными уровнями, можно несколько варьировать частоту излучения в пределах примерно от 9,2 до 10,8 мкм. Энергия молекулам CO₂ передается от молекул азота N₂, которые сами возбуждаются электронным ударом при прохождении тока через смесь.*

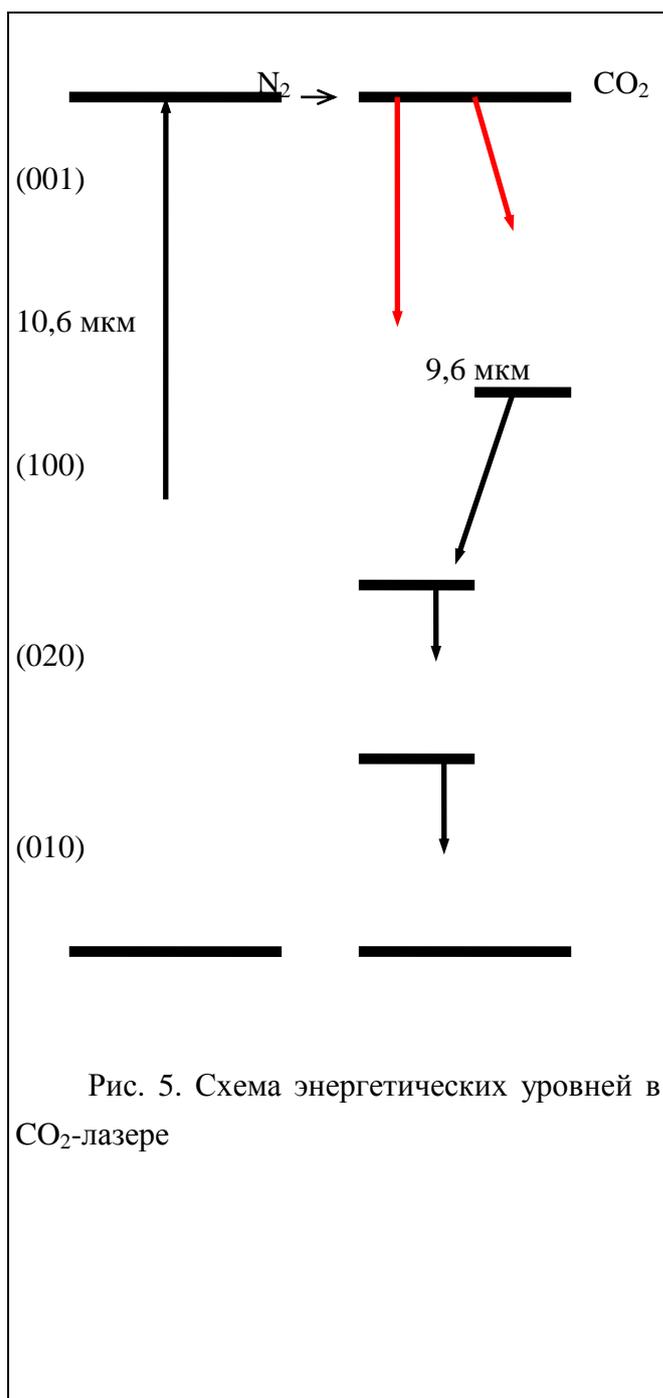


Рис. 5. Схема энергетических уровней в CO_2 -лазере

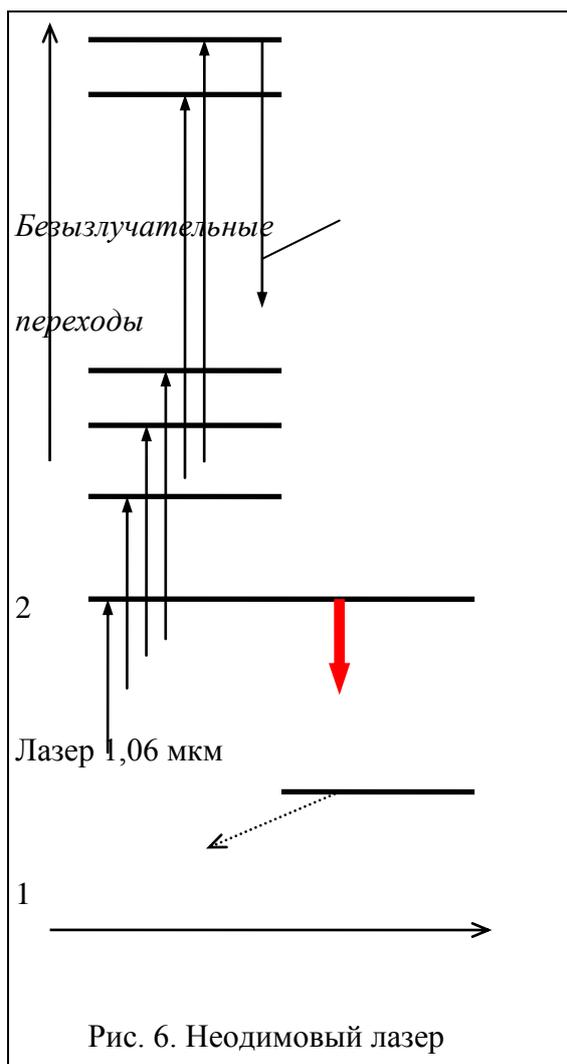
Возбужденное состояние молекулы азота N_2 является метастабильным и отстоит от основного уровня на расстоянии 2318 см^{-1} , что весьма близко к энергетическому уровню (001) молекулы CO_2 (рис. 5). Ввиду метастабильности возбужденного состояния N_2 при прохождении тока число возбужденных атомов накапливается. При столкновении N_2 с CO_2 происходит резонансная передача энергии возбуждения от N_2 к CO_2 . Вследствие этого возникает инверсия заселенностей между уровнями (001), (100), (020) молекул CO_2 . Обычно для уменьшения заселенности уровня (100), который имеет большое время жизни, что ухудшает генерацию при переходе на этот уровень, добавляют гелий. В типичных условиях смесь газов в лазере состоит из гелия (1330 Па), азота (133 Па) и углекислого газа (133 Па).

При работе CO_2 -лазера происходит распад молекул CO_2 на CO и O , благодаря чему активная среда ослабляется. Далее CO распадается на C и O , а углерод осаждается на электродах и стенках трубки. Всё это ухудшает работу CO_2 -лазера. Чтобы преодолеть вредное действие этих факторов в закрытую систему добавляют пары воды, которые стимулируют реакцию



Используются платиновые электроды, материал которых является катализатором для этой реакции. Для увеличения запаса активной среды резонатор соединяется с дополнительными емкостями, содержащими CO_2 , N_2 , He , которые в необходимом количестве добавляются в объём резонатора для поддержания оптимальных условий работы лазера. Такой закрытый CO_2 -лазер, в состоянии работать в течение многих тысяч часов.

Проточный CO_2 -лазер. Важной модификацией является проточный CO_2 -лазер, в котором смесь газов CO_2 , N_2 , He непрерывно прокачивается через резонатор. Такой лазер может генерировать непрерывное когерентное излучение мощностью свыше 50 Вт на метр длины своей активной среды.



Неодимовый лазер. На рис. 6 показана схема так называемого неодимового лазера. Название может ввести в заблуждение. Телом лазера является не металл неодим, а обычное стекло с примесью неодима. Ионы атомов неодима беспорядочно распределены среди атомов кремния и кислорода. Накачка производится лампами-молниями. Лампы дают излучение в пределах длин волн от 0,5 до 0,9 мкм. Возникает широкая полоса возбужденных состояний. Совершенно условно она изображена пятью черточками. Атомы совершают безызлучательные переходы на верхний лазерный уровень. Каждый переход дает разную энергию, которая превращается в колебательную энергию всей «решетки» атомов.

Лазерное излучение, т.е. переход на пустой нижний уровень, помеченный цифрой 1, имеет длину волны 1,06 мкм.

Показанный пунктиром переход с уровня 1 на основной уровень «не работает». Энергия выделяется в виде некогерентного излучения.

Т-лазер. Во многих практических приложениях важную роль играет CO_2 -лазер, в котором рабочая смесь находится под

атмосферным давлением и возбуждается поперечным электрическим полем (**Т-лазер**). Поскольку электроды расположены параллельно оси резонатора, для получения больших значений напряженности электрического поля в резонаторе требуются сравнительно небольшие разности потенциалов между электродами, что дает возможность работать в импульсном режиме при атмосферном давлении, когда концентрация CO_2 в резонаторе велика. Следовательно, удается получить большую мощность, достигающую обычно 10 МВт и больше в одном импульсе излучения продолжительностью менее 1 мкс. Частота повторения импульсов в таких лазерах составляет обычно несколько импульсов в минуту.

Газодинамические лазеры. Нагретая до высокой температуры (1000—2000 К) смесь CO_2 и N_2 при истечении с большой скоростью через расширяющееся сопло сильно охлаждается. Верхний и нижний энергетический уровни при этом термоизолируются с различной скоростью, в результате чего образуется инверсная заселенность. Следовательно, образовав на выходе из сопла оптический резонатор, можно за счет этой инверсной заселенности генерировать лазерное излучение. Действующие на этом принципе лазеры называются газодинамическими. Они позволяют получать очень большие мощности излучения в непрерывном режиме.

Лазеры на красителях. Красители являются очень сложными молекулами, у которых

сильно выражены колебательные уровни энергии. Энергетические уровни в полосе спектра располагаются почти непрерывно. Вследствие внутримолекулярного взаимодействия молекула очень быстро (за времена порядка 10^{-11} — 10^{-12} с) переходит безызлучательно на нижний энергетический уровень каждой полосы. Поэтому после возбуждения молекул через очень короткий промежуток времени на нижнем уровне полосы E_1 сосредоточатся все возбужденные молекулы. Они далее имеют возможность совершить излучательный переход на любой из энергетических уровней нижней полосы. Таким образом, возможно излучение практически любой частоты в интервале, соответствующем ширине нулевой полосы. А это означает, что если молекулы красителя взять в качестве активного вещества для генерации лазерного излучения, то в зависимости от настройки резонатора можно получить практически непрерывную перестройку частоты генерируемого лазерного излучения. Поэтому на красителях создаются лазеры с перестраиваемой частотой генерации. Накачка лазеров на красителях производится газоразрядными лампами или излучением других лазеров,

Выделение частот генерации достигается тем, что порог генерации создается только для узкой области частот. Например, положения призмы и зеркала подбираются так, что в среду после отражения от зеркала благодаря дисперсии и разным углам преломления возвращаются лишь лучи с определенной длиной волны. Только для таких длин волн обеспечивается лазерная генерация. Вращая призму, можно обеспечить непрерывную перестройку частоты излучения лазера на красителях. Генерация осуществлена со многими красителями, что позволило получить лазерное излучение не только во всем оптическом диапазоне, но и на значительной части инфракрасной и ультрафиолетовой областей спектра.

Применение лазеров в медицине

В медицине лазерные установки нашли свое применение в виде лазерного скальпеля. Его использование для проведения хирургических операций определяют следующие свойства:

Он производит относительно бескровный разрез, так как одновременно с рассечением тканей он коагулирует края раны “заваривая” не слишком крупные кровеносные сосуды;

Лазерный скальпель отличается постоянством режущих свойств. Попадание на твердый предмет (например, кость) не выводит скальпель из строя. Для механического скальпеля такая ситуация стала бы фатальной;

Лазерный луч в силу своей прозрачности позволяет хирургу видеть оперируемый участок. Лезвие же обычного скальпеля, равно как и лезвие электроножа, всегда в какой-то степени загораживает от хирурга рабочее поле;

Лазерный луч рассекает ткань на расстоянии, не оказывая никакого механического воздействия на ткань;

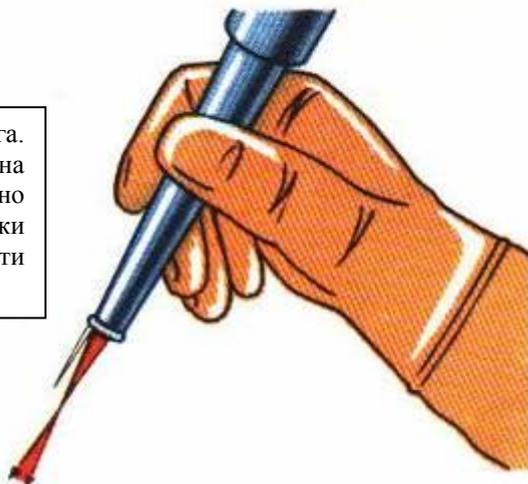
Лазерный скальпель обеспечивает абсолютную стерильность, ведь с тканью взаимодействует только излучение;

Луч лазера действует строго локально, испарение ткани происходит только в точке фокуса. Прилегающие участки ткани повреждаются значительно меньше, чем при использовании механического скальпеля;

Как показала клиническая практика, рана от лазерного скальпеля почти не болит и быстрее заживает.

Практическое применение лазеров в хирургии началось в СССР в 1966 году в институте имени А. В. Вишневского. Лазерный скальпель был применен в операциях на внутренних органах грудной и брюшной полостей. В настоящее время лазерным лучом делают кожно-пластические операции, операции пищевода, желудка, кишечника, почек, печени, селезенки и

Лазерный скальпель в руке хирурга. Хорошо видна маленькая указка на конце выходной трубки. Условно показан выходящий из трубки лазерный пучок (в действительности он невидим).



других органов. Очень заманчиво проведение операций с использованием лазера на органах, содержащих большое количество кровеносных сосудов, например, на сердце, печени.

Применение высокоэнергетических лазеров в нейроонкологии

В настоящее время в хирургической нейроонкологии используют, главным образом углекислотный лазер (длина волны излучения 10,6 мкм), лазер на алюмоиттриевом гранате с неодимом (длина волны излучения 1,06 мкм) и аргоновый лазер (длина волны излучения 0,488—0,514 мкм). Наряду с этим, исследуются возможности применения лазера на окиси углерода (длина волны излучения 5 — 6 мкм), апробируются углекислотные лазеры с высокой мощностью излучения, работающие в импульсном и суперимпульсном режимах, а также высокоэнергетические неодимовые АИГ-лазеры, генерирующие излучение с длиной волны 1,32 мкм и 1,44 мкм, и КТР-лазеры с длиной волны излучения 0,532 мкм. Перспективным для использования в нейроонкологии является гольмиевый АИГ лазер с длиной волны излучения 2,1 мкм.

Выбор технических средств обеспечения нейрохирургических вмешательств определяется параметрами генерируемого лазерного излучения, морфологическими изменениями, происходящими в мозговом веществе, опухолевой ткани и церебральных сосудах при лазерном воздействии, а также соответствием целей и задач применения лазерной техники при тех или иных операциях ожидаемому результату.

В современной нейроонкологии при хирургическом лечении опухолей мозга используют методы лазерной микрохирургии, лазерной стереотаксии, лазерной эндоскопии и интерстициальной лазерной термотерапии (ИЛТТ).

Применение высокоэнергетического лазерного излучения при проведении нейроонкологических операций основано на использовании эффектов лазерного рассеяния, лазерной вапоризации, лазерной коагуляции и лазерной термодеструкции биологических тканей.

Наиболее широкое клиническое применение в нейрохирургии получил метод лазерно-микрохирургического удаления опухолей. В Институте нейрохирургии при удалении внутричерепных опухолей используют углекислотный лазер «Саяны МТ» мощностью 60 Вт, неодимовый АИГ лазер «Радуга-1» мощностью 50 Вт и гольмиевый лазер «Versa Pulse Select» мощностью 45 Вт. Микрохирургическая лазерная техника была применена при проведении 225 операций, в ходе которых удаляли супратенториальные и субтенториальные опухоли мозга (114 глиом, 9 одиночных метастазов рака, 40 менингитом, 53 невриномы слухового нерва, 9 аденом гипофиза). Как показали результаты проведенных нами клинических исследований, применение нейрохирургической лазерной техники позволяет повысить радикальность и снизить травматичность операции при опухолях, располагающихся в “критических” областях мозга, поражающих жизненно важные и функционально значимые его отделы, при условии щадящего отношения к смежным мозговым структурам, сохранения анатомической и функциональной целостности артериальных сосудов и венозных коллекторов в зоне оперативного вмешательства. Лазерно-микрохирургический метод позволяет полностью удалить внемозговые внутричерепные опухоли в максимально дозированном объеме, в пределах функционально обоснованных границ — удалить внутримозговые опухоли.

С учетом особенностей проведения внутричерепных операций специально для целей микрохирургии на базе высокоэнергетических лазерных аппаратов разработаны микрохирургические лазерные комплексы, оснащенные системой адаптации лазера к операционному микроскопу и гелий-неоновой лазерной пилот-системой прецизионного наведения лазерного излучения. Кроме того, в процессе операции для целей коагуляции могут быть использованы контактные лазерные коагуляторы, разработанные на базе аргонового и неодимового АИГ-лазеров, а также лазерно-хирургический аппарат нового поколения, созданный на основе лазерного диода с мощностью на выходе волоконной системы 25 Вт при длине волны излучения 0,805 мкм.

Лазерно-микрохирургические методы удаления опухолей мозга имеют ряд особенностей и существенных преимуществ. В отличие от существующих традиционных методов, основанных на применении микрохирургического инструментария, электрокоагуляции и ультразвукового аспиратора, лазерное удаление опухоли осуществляется бесконтактным способом, исключая фактор механического воздействия на смежные мозговые структуры, черепные нервы и магистральные сосуды, что снижает травматичность хирургического вмешательства. Лазерный луч не перекрывает операционное поле, что обеспечивает условия для оптимального обзора независимо от размеров и глубины хирургической раны и позволяет проводить

удаление опухоли посредством щадящих хирургических доступов. Предельная точность наведения и фокусировки высокоэнергетического лазерного излучения осуществляется по видимому красному лучу гелий-неонового пилот-лазера. Доза лазерного воздействия в ходе операции контролируется и может быть изменена в широких пределах. Лазерная деструкция биологических тканей носит строго локальный характер. Необходимо подчеркнуть уникальность эффекта лазерной вапоризации тканей, обеспечивающего возможность послойного удаления опухолевой ткани. Отсутствие электромагнитного поля позволяет осуществлять непрерывный мониторинг за состоянием больного в процессе выполнения операции и ЭКГ-контроль, проводить электроэнцефалографию и электромиографию, исследование вызванных потенциалов. Лазерное излучение оказывает бактерицидное действие, что снижает риск инфицирования хирургической раны и предупреждает опасность возникновения послеоперационных гнойных осложнений.

Однако следует отметить, что использование лазерной техники не упрощает проведение операции при удалении опухолей головного мозга. Возможности лазерно-микрохирургического метода ограничены при обширных инфильтративно растущих опухолях, поражающих жизненно важные и функционально значимые зоны мозга. Применение метода лазерной вапоризации для удаления относительно больших по объему опухолей заметно увеличивает продолжительность оперативного вмешательства. Необходимо также учитывать то обстоятельство, что бесконтактный способ хирургических лазерных манипуляций в процессе лазерного рассечения, лазерной вапоризации и лазерной коагуляции исключает прямое или опосредованное, передаваемое через хирургические инструменты ощущение плотности, эластичности, консистенции нормальной или патологически измененной биологической ткани. Хирург (на начальных этапах освоения лазерно-микрохирургического метода) может испытывать связанные с этим затруднения и некоторые сложности при оценке реально возникающей хирургической ситуации. Определенных навыков манипулирования лазерным лучом требует использование в глубине хирургической раны отражающего зеркала. При использовании лазерной техники необходимо соблюдать дополнительные меры предосторожности (защита глаз от возможного поражения отраженным лазерным излучением), исключается применение легко воспламеняющихся анестетиков.

Качественно новый уровень хирургического лечения опухолей мозга обеспечивает лазерно-стереотаксический метод, использование которого позволяет предельно точно подвести лазерное излучение к интракраниальному очагу поражения, осуществить деструкцию и удаление глубоко расположенных, растущих с узкой зоной инфильтрации относительно небольших внутримозговых опухолей. Лазерно-стереотаксическое удаление опухолей осуществляют с помощью ограниченных хирургических доступов, применяя трубчатые ретракторы диаметром 2 — 3 см. В настоящее время разработаны нейрохирургические стереотаксические комплексы, позволяющие проводить программируемое удаление опухолей мозга с компьютерно-томографическим и магнитно-резонансным контролем. Реализуется возможность “роботизации” лазерных стереотаксических операций.

Новые возможности применения лазерных технологий в нейроонкологии открывает метод эндоскопии. Преимуществами метода лазерной эндохирургии по сравнению с методом лазерной стереотаксии, является возможность обеспечения непосредственной визуализации патологического очага, детального обзора места эксплорации и непрерывного наблюдения за эффектом лазерного воздействия, контролируемое обеспечение гемостаза, условий для постоянного выведения из операционного поля продуктов “горения”, образующихся в результате взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями. При эндоскопической операции проводят биопсию патологически измененных тканей. Лазерно-хирургическая эндоскопическая техника в перспективе будет альтернативой общепринятым нейрохирургическим вмешательствам при небольших солидных внутримозговых опухолях, опухолях желудочковой системы мозга, внутримозговых паравентрикулярных кистозных опухолях. Для проведения лазерно-эндоскопических операций приемлемо использование неодимового АИГ-лазера и гольмиевого лазера.

Перспективным методом лазерно-хирургического деструктивного воздействия на глубинно расположенные внутримозговые опухоли является ИЛТТ. Метод основан на эффекте лазерной термодеструкции биологических тканей при контролируемом дозированном воздействии высокоэнергетического лазерного излучения. В качестве источника лазерного излучения используют неодимовый АИГ лазер с мощностью излучения 3 — 5 Вт на выходе волоконного световода. В зависимости от размеров опухоли операцию можно проводить в 1 — 3 этапа с аспирацией некротических масс при очередном введении световода.

Таким образом, необходим дифференцированный подход при выборе оптимальных лазерных методов проведения оперативных вмешательств по поводу опухолевой патологии мозга. Использование совершенных лазерных технологий при удалении опухолей головного мозга позволяет снизить травматичность операции, улучшить результаты хирургического лечения, повысить качество жизни больных в послеоперационный период. Сравнительно высокая стоимость современных лазерно-хирургических, лазерно-стереотаксических и лазерно-эндоскопических технических средств обеспечения нейроонкологических операций не должна служить аргументом, сдерживающим их использование в нейрохирургии.

Лазерная терапия (квантовая терапия) ишемической болезни сердца

Совершенствование методов лечения ишемической болезни сердца (ИБС), является одной из самых актуальных проблем кардиологии. Это связано с непрерывным ростом заболеваемости, частыми осложнениями её и высокими показателями инвалидизации и смертности. Внедрение в кардиологическую практику многочисленных новых лекарственных препаратов, существенного прогресса в лечении данного заболевания не дало, при этом зафиксировано нарастание многочисленных побочных эффектов от лекарственной терапии.

Первые публикации об эффективности лазерной терапии (квантовой) при лечении данной патологии появились в 70-е годы. На сегодняшний день число публикаций посвященных данной теме огромно, тем не менее, практика показывает, что не только терапевты, но и многие кардиологи плохо информированы о данном методе лечения и профилактики ИБС.

Рассмотрим механизм взаимодействия квантового излучения с биологическими тканями.

- На клеточном уровне: повышение энергетического обмена в клетках и тканях, активизация синтеза белка - РНК и ДНК, снижение возбудимости рецепторов клеточных мембран, улучшение обмена в клетках головного мозга, нормализация уровня нейротрансмиттеров, кальций-блокирующий эффект. Многочисленные исследования, направленные на изучение механизма действия лазерной терапии (квантовой) при ИБС показали, что в условиях ишемии наблюдается снижение образования АТФ в миокардиоцитах. Мощность гликолитической продукции АТФ в сердце не превышает 7%, но даже такое количество АТФ имеет важнейшее значение для функции мембран миокардиоцитов, в отличие от АТФ, синтезируемого в митохондриях. В условиях ишемии вся АТФ образуется исключительно в процессе гликолиза и расходуется на поддержание ионных градиентов. При этом клетки миокарда не в состоянии противостоять снижению уровня АТФ и ионных градиентов, что ведет к развитию ишемической контрактуры. Возникающая при этом кальциевая перегрузка митохондрий приводит к их набуханию и разобщению процессов окислительного фосфорилирования. Такие митохондрии не способны справиться с Са перегрузкой, что существенно влияет на их функцию. Квантовое излучение, нитраты, гепарин влияют на энергетический метаболизм миокардиоцитов, оказывая при этом однонаправленное действие на энергообразующие структуры клетки в условиях ишемии.

- На уровне органов: увеличение скорости кровотока, реологический и микроциркуляторный эффекты, регуляция аденогипофиза, нормализация работы щитовидной железы, стимуляция половых желез, коронаоактивный, спазмолитический, метаболические эффекты.

- На уровне систем и организма в целом: стимуляция факторов специфического и неспецифического иммунитета, улучшение кровообращения, обезболивание, снижение возбудимости вегетативных центров, улучшение проводимости нервных волокон. А также: снижение глюкокортикоидной активности надпочечников, снижение уровня перекисного окисления липидов, регулирование обратных связей, увеличение нейрогуморальных факторов, ускорение выработки ферментов и АТФ. Помимо вышеуказанных эффектов отмечаются: снижение уровня холестерина, ускорение синтеза коллагена, улучшение трофики тканей, усиление регенерации эпителия и кожи, нормализация и рост синтеза простагландинов, противовоспалительный, противоотечный, рассасывающий, адаптирующий, стрессолимитирующий, гиполипидемический и антиоксидантный эффекты и др.

Эффективность лазерной терапии (квантовой) отмечается как при локальном воздействии на ткани, так и воздействии квантового излучения на кровь.

Интересное исследование было проведено в кардиологической клинике Башкирского государственного медицинского университета МЗ РФ. Больным ишемической болезнью сердца, проводилась квантовая терапия по различным методикам. 129 больным (группа А), проводилась лазерная терапия гелий-неоновым лазером (ГНЛ) с длиной волны 0,63 мкм на область 3-х зон Захарьина-Геда (средняя треть грудины, верхушка сердца и левая

подлопаточная область). Частота 1500 Гц, время экспозиции 1- 2 минуты. Курс состоял из 10-12 сеансов проводимых по утрам.

В группе Б (354 больных) проводилась аналогичная терапия, плюс внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК) гелий-неоновым лазером. Число сеансов колебалось от 2-х до 5, а время экспозиции от 10 до 45 минут, в зависимости от формы и течения стенокардии.

В группе А1 лечение проводилось аналогично, как и в группе А, только вместо гелий-неонового лазера применялся инфракрасный лазер с длиной волны 0,89 мкм.

В группе Б1 лечение проводилось аналогично как и в группе Б, только при локальном воздействии, вместо ГНЛ применялся инфракрасный лазер.

В группе М (136 больных) проводилась традиционная медикаментозная терапия.

На представленной таблице приведены результаты проведенного лечения. Эффективность лечения оценивалась по следующим критериям: «хороший» - полное прекращение приступов стенокардии, отказ от приема нитроглицерина (НГ), увеличение толерантности к физическим нагрузкам. «Удовлетворительный» - урежение, ослабление приступов стенокардии, сокращение приема НГ на 50% и более. «Неудовлетворительный» - отсутствие клинического эффекта или некоторое урежение приступов стенокардии с уменьшением потребности в НГ менее чем на 50%.

Локальная ЛТ: А – гелий-неоновый лазер, А1 – полупроводниковый инфракрасный лазер.

Комбинированная ЛТ: Б - ВЛОК + А; Б1 - ВЛОК + А1.

М – курс традиционной медикаментозной терапии

Наглядно представлено преимущество лазерной терапии (квантовой) сравнительно с медикаментозной и преимущество полупроводникового инфракрасного лазера, сравнительно с гелий-неоновым.

Анализ результатов 1-го года после выписки показал, что у 56% больных положительный эффект наступал на фоне курса лечения, у 44% больных положительный эффект был отсрочен, причем у 2% из них положительный эффект был отмечен через 2,5-3 месяца.

Данные 5-и летнего наблюдения показали, что проведение повторных курсов лазерной терапии (квантовой) резко снижают частоту развития инфаркта миокарда: 8,5% в группе получавших квантовую терапию, 132,2% в группе получавших медикаментозное лечение.

Следует отметить, что настоящее исследование проводилось в конце 80-х годов. В настоящее время гелий-неоновые лазеры применяются крайне редко, а на смену внутривенному лазерному облучению крови пришло чрескожное лазерное облучение крови, а в последние годы проводится квантовая гемотерапия.

Методика воздействия на кровь низкоинтенсивным лазерным излучением была разработана академиком Мешалкиным в 1980 г. Учитывая тот факт, что используемые в те годы в медицинской практике лазерные аппараты были маломощными, для достижения терапевтического эффекта, данная процедура проводилась внутривенно. Она получила название – внутривенное лазерное облучение крови, или сокращенно «ВЛОК». С развитием квантовых технологий и увеличением мощности аппаратов лазерной терапии (квантовой), данную методику воздействия на кровь стали применять, устанавливая излучатель над

крупными сосудами. С тех пор она стала называться надвенным или чрескожным лазерным облучением крови, или сокращенно «НЛОК» или «ЧЛОК». С появлением полифакторных квантовых терапевтических аппаратов, пришедших на смену низкоинтенсивным лазерным терапевтическим аппаратам, понятие «лазерное облучение крови» устарело. Современное название данной методики - «квантовая гемотерапия» (КГТ), более правильно отражает сущность данного вида лечения. Исследования, направленные на сравнение эффективности «ВЛОК» и «ЧЛОК» показали, что эффективность этих методов одинакова, однако ЧЛОК, или современная КГТ проще и безопасней.

Исследователями определены вторичные эффекты квантовой гемотерапии, приводящие к нижеприведенным выраженным терапевтическим эффектам.

Улучшение микроциркуляции крови: тормозится агрегация тромбоцитов, повышается их гибкость, снижается концентрация фибриногена в плазме и усиливается фибринолитическая активность, уменьшается вязкость крови, улучшаются реологические свойства крови, увеличивается снабжение тканей кислородом;

Уменьшение или исчезновение ишемии в тканях органов: увеличивается сердечный выброс, уменьшается общее периферическое сопротивление, расширяются коронарные сосуды, повышается толерантность к нагрузкам.

Нормализация энергетического метаболизма клеток, подвергшихся гипоксии или ишемии, накопление в клетках циклических АМФ, сохранение клеточного гомеостаза.

Противовоспалительное действие за счет торможения высвобождения гистамина и других медиаторов воспаления из тучных клеток, угнетения синтеза простагландинов, нормализация проницаемости капилляров, уменьшение отечного и болевого синдромов;

Коррекция иммунитета: повышение общего уровня Т-лимфоцитов, лимфоцитов с супрессорной активностью, увеличение содержания Т-хелперов при отсутствии снижения уровня лейкоцитов в периферической крови, снижение уровня IgA, IgI;

Положительное влияние на процессы перекисного окисления липидов в сыворотке крови: уменьшение содержания в крови малонового диальдегида, диеновых конъюгатов, шифровых оснований и увеличение концентрации альфа-токоферола;

Нормализация липидного обмена: повышение активности липопротеинлипазы, снижение уровня атерогенных липопротеинов.

Анализируя методику вышеприведенного исследования, естественно, возникает вопрос, а какова должна быть оптимальная экспозиция квантового воздействия на кровь, или говоря современным языком, длительность сеанса квантовой гемотерапии. По данному вопросу единого мнения среди исследователей нет. Рекомендуемое ими время экспозиции ВЛОК колеблется от 15 минут, 20-25 минут, 40-50 минут и до 60 минут. В то же время доказано, что при стоянии источника лазерного излучения 40 и более минут в сосудистом русле, происходит отслоение эндотелиоцитов от базальной мембраны и их десквамация.

Экспериментальные и клинические исследования, говорят о том, что для ВЛОК это время равняется 40 минутам. Изучая оптимальный режим ВЛОК, в Томском онкологическом центре пришли к выводу о том, что максимальный эффект достигается именно за вышеуказанный

промежуток времени, т.е. за 40 минут. Исследования, проведенные в РОНЦ РАМН, подтверждают эти данные. Воздействию квантового излучения аппаратом «РИКТА» подвергались мононуклеарные клетки (МНК) в течение 20 и 40 мин. В результате, при исследовании цитотоксичности МНК было установлено, что воздействие лазерным излучением в течение 20 мин. не приводит к достоверному повышению киллерных свойств МНК доноров. Усиление способности МНК доноров лизировать опухолевые клетки линии К-562 отмечалось при увеличении экспозиции излучения до 40 мин. В этих условиях цитолитический потенциал МНК возрастал в среднем с $31 \pm 8\%$ до $57 \pm 5\%$ ($p < 0,05$). Таким образом, воздействие квантового излучения приводит к активации МНК крови доноров, т.е. повышает их цитотоксическую активность и индуцирует способности МНК высвобождать цитокины (ИЛ-1 и ФНО), играющие важную роль в развитии иммунного ответа организма (16).

Преимущество квантовой гемотерапии сравнительно с ВЛОК заключается не только в простоте метода и его полной безопасности, но и в более быстром проведении сеанса. Площадь выходного отверстия излучателя у аппаратов серии «РИКТА» равна 4 см, устанавливая 2 излучателя на одну из симметричных зон, где проходят крупные сосуды (кубитальные зоны, подколенные, паховые) в зону квантового излучения попадают одновременно как вена, так и артерия. Таким образом, при работе одновременно двумя излучателями за 10 минут достигается эффект, аналогичный 40 минутному стоянию катетера в вене.

Вместе с тем, по данным различных авторов, в 10 – 25% случаев у пациентов отмечаются т.н., вторичные «обострения» процесса. Ряд авторов, связывают это явление с тем, что под воздействием квантового излучения происходит улучшение системы микроциркуляции. Реакция микроциркуляторного русла имеет двухфазный характер. В течение первых 2-3 сеансов активно функционирует лишь артериальное звено микроциркуляторного русла, венозные и лимфатические звенья микроциркуляции включаются при последующих сеансах. Авторы считают, что активация артериального колена капиллярного русла приводит к усилению экссудативных процессов с развитием периваскулярного отека и, соответственно, раздражению нервно-рефлекторного аппарата, что клинически проявляется «обострением» заболевания. Активация венозного и лимфатического дренажей при последующих сеансах ведет к разрешению вышеописанного явления.

Другие авторы связывают синдром вторичного «обострения» в результате воздействия квантового излучения, с нарастанием в крови степени антиоксидантного дефицита (а-токоферола), увеличения концентрации продуктов перекисного окисления липидов и фосфолипидов. Было доказано, что для исключения «вторичного обострения» необходимо назначать «Аевит» в ежедневной дозе 600 мг (1 капсула содержит 100 мг а-токоферола) и небольших доз (0,3 – 0,5 мг) аскорбиновой кислоты.

Следует отметить, что приведенная выше методика лазерной терапии (квантовой) не универсальна. В кардиологическом отделении ГКБ №3 г. Астрахани квантовая терапия аппаратом «МИЛТА» больным ИМС и стенокардией напряжения (720 б-х), проводилась по следующей схеме.

область верхушечного толчка - 5 Гц, 5 мин.,

второе межреберье справа от грудины - 50 Гц, 1 мин.,
второе межреберье слева от грудины - 50 Гц, 1 мин.,
7 паравертебрально по два слева и справа на уровне Th3-Th-7
50 Гц по 30 сек.

Применялась и схема локального воздействия приведенная выше. Разницы в эффективности той или иной схемы авторы не отмечали. У 80% отмечали уменьшение кратности и интенсивности, стенокардических болей при снижении дозы нитратов и бета-блокаторов, улучшение общего самочувствия (Арканникова). И хотя положительный эффект достигнут, но он значительно ниже, сравнительно с группой больных которые помимо локального лазерного воздействия получали и ВЛОК.

В физиотерапевтическом отделении Института кардиологии им. А.Л.Мясникова РКНПК МЗ РФ при лечении 362-х больных ИБС со стенокардией III-IV ФК и кардиомиопатиях применялась следующая методика лазерной терапии (квантовой).

1. Область верхушечного толчка - 5 Гц - 5 минут
2. Левый локтевой сгиб - 5 Гц - 5 минут
3. 6 полей в межлопаточной области - 50 Гц по 1 минуте, затем - 5 Гц по 1 минуте

Курс лечения состоял из 7-10 ежедневно проводимых сеансов. Лечение проводилось полифакторным квантовым терапевтическим аппаратом «МИЛТА». Квантовая гемотерапия не проводилась. Положительный эффект, выражающийся в улучшении самочувствия, стабилизации общего состояния, облегчения протекания и урежения приступов стенокардии был отмечен в 82% случаев. Отрицательного действия не отмечено.

Тот факт, что определенного эффекта можно достигнуть, применяя только локальное воздействие лазерной терапии (квантовой), подтверждают и данные, полученные при лечении 179 больных перенесших острый инфаркт миокарда. После стационарного этапа лечения в условиях реабилитационного отделения санатория больным проводилась квантовая терапия аппаратом «МИЛТА». Воздействие осуществлялось только на зону верхушечного толчка сердца. Частота 5 Гц, время экспозиции 2 минуты. Курс лечения состоял из 10 ежедневных процедур. В результате лечения отмечено существенное снижение и урежение тяжести приступов стенокардии, снижение потребности в нитратах и антагонистах, а также повышение толерантности к физическим нагрузкам.

Эффективность проведения только квантового воздействия на кровь кардиологическим больным, значительно выше сравнительно с локальным воздействием квантового излучения. Так, было доказано, что проведение ВЛОК в первые 6 часов развития острого инфаркта миокарда стабилизирует и, в определённых случаях, сокращают инфарктную зону. Это подтверждалось прекордиальным картированием и сцинтиграфией миокарда.

По данным холтерского мониторирования, квантовое воздействие на кровь оказывает выраженный эффект у больных ИБС. Наиболее ярко этот эффект отмечается у больных с желудочковыми экстрасистолами высоких градаций типа «залповых», бигеминии, представляющих серьёзную угрозу для развития фибрилляции желудочков. Отмечено, что

наибольший эффект достигается при применении инфракрасных квантовых аппаратов с длиной волны 0,89 мкм. Положительный эффект характеризуется увеличением межприступного периода пароксизмальных аритмий в 5-7 раз, урежением частоты желудочковых экстрасистол на 75% в сравнении с исходной частотой по данным ЭКГ-мониторирования. Стойкий клинический эффект при проведении лазерной терапии (квантовой) наблюдался у 66 (93,3%) больных стенокардией. Частота развития у них нарушений сердечного ритма снизилась в 78 раз, а экстрасистолии на 85% и более.

В Московском научном центре сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н.Бакулева было пролечено 159 больных ишемической болезнью сердца и нарушениями сердечного ритма. Квантовая терапия проводилась полифакторным аппаратом «МИЛТА». У 89 (55,4%) больных были выявлены пароксизмы фибрилляции и трепетания предсердий, у 33 (21,7%) – пароксизмы предсердий и реципрокной атриовентрикулярной тахикардии, у 34 (22,9%) – предсердная экстрасистолия. После первого курса лазерной терапии (квантовой) проводимой больным I – II ФК по схеме:

4-е межреберье у левого края грудины - 5 Гц, 5 минут
проекция желчного пузыря - 5 Гц, 2 минуты
каротидный синус, зона пульсации
сонной артерии слева - 50 Гц, 1 минута
слева от позвоночника на уровне
угла лопатки - 5 Гц, 2 минуты

На курс 10-15 проводимых ежедневно сеансов.

Больным III – IV ФК к вышеуказанной схеме добавлялись следующие зоны:

рукоятка грудины - 5 Гц, 1 минута
тело грудины - 5 Гц, 1 минута
слева от позвоночника на уровне
верхнего края лопатки - 50 Гц, затем 5 Гц по 1 мин
слева от позвоночника на уровне
верхнего края лопатки - 50 Гц, затем 5 Гц по 1 мин
4-е межреберье слева по средней
подмышечной линии - 5 Гц, 1 минута
2-е межреберье у левого края грудины - 5 Гц, 1 минута

На курс 7-10 проводимых ежедневно сеансов.

В результате проведенного лечения отмечено уменьшение частоты экстрасистолии, в среднем на 87,9%, по сравнению с исходными данными.

В заключении следует сказать, что, учитывая разнообразие методик лазерной терапии (квантовой) при лечении ИБС, а также тот факт, что все они приводят к положительным результатам, выбор методики можно оставить на усмотрение специалиста. Мы же, можем рекомендовать следующий подход к лечению данной патологии:

1. Область верхушечного толчка - 5 Гц - 2 минуты
2. каротидный синус, зона пульсации

сонной артерии слева - 50 Гц - 1 минута

3. слева от позвоночника на уровне
верхнего края лопатки - 50 Гц - 1 минута

4. слева от позвоночника на уровне
середины лопатки - 50 Гц - 1 минута

5. слева от позвоночника на уровне
угла лопатки - 50 Гц - 1 минута

6. Квантовая гемотерапия - 50 Гц по 10 минут на
одну из симметричных зон, где локализуются крупные сосуды.

К примеру, на область сосудов локтевой ямки по 10 мин на правый и левый локтевой сгиб. Аналогично можно проводить лечение на область паховых сосудов, подколенных, над- и подключичные области, но только на одну из вышеуказанных зон. Сеансы проводятся ежедневно, или через день. Длительность курса 7-10 сеансов. Повторные курсы проводятся в зависимости от состояния больного. Через 1 – 3 месяца.

Основными противопоказаниями для проведения квантовой гемотерапии являются: заболевания крови с синдромом кровоточивости, тромбоцитопения ниже 60000, период до и во время менструации.

Эрбиевый лазер как инструмент косметической хирургии

Лазерная шлифовка кожи - это современный метод устранения поверхностных дефектов кожи, таких, как рубцы, татуировки, кератозы, ксантелезмы, пигментные пятна, невусы. Так как кожа на 77% состоит из воды, для шлифовки выбираются те лазеры, излучение которых хорошо поглощается водой и, следовательно, кожей. Энергия и продолжительность лазерных импульсов подбираются таким образом, чтобы излучение полностью поглощалось в верхнем слое кожи. В области поглощения происходит быстрый подъем температуры до нескольких сотен градусов, в результате чего ткань почти мгновенно испаряется. Скорость испарения (вапоризации) настолько высока, что нагретый слой превращается в пар, не успевая отдать тепло в более глубокие слои кожи.

В последнее время все большую популярность приобретает лазерная шлифовка обширных участков кожи с целью ее омоложения. Для данной процедуры в клинической практике используются СО₂-лазеры и эрбиевые ИАГ-лазеры (твердотельный лазер на иттриево-алюмогранатовом кристалле с ионами эрбия).

СО₂-лазер имеет длину волны излучения 10,6 мкм, которое поглощается водой с коэффициентом поглощения 800 см⁻¹. При шлифовке СО₂-лазером удаляется слой кожи 20 мкм (практически на всю глубину эпидермиса), при этом зона теплового повреждения распространяется в дерму на 150 мкм и более, вызывая коагуляцию коллагена. Это приводит как к желаемому эффекту (сокращение денатурированных коллагеновых волокон, разглаживание кожи), так и к побочным проявлениям. Замедленная реэпителизация, длительная

эритема, диспигментация - основные проблемы, с которыми сталкиваются врач и пациент при использовании этой технологии. Они носят временный характер. Наряду с этим возможны и более серьезные осложнения, такие, как гипер- и атрофические рубцы, а также гипопигментация кожи.

Эрбиевый лазер излучает на длине волны 2,94 мкм. Это излучение поглощается водой с коэффициентом поглощения 12 000 см⁻¹, то есть в 10 раз эффективнее, чем излучение СО₂-лазера. В связи с этим излучение эрбиевого лазера проникает на меньшую глубину (порядка 1 мкм), вызывая быструю вапоризацию тонкого слоя практически без термического повреждения окружающих тканей. Поэтому Эрбиевый лазер иногда называют "холодным" лазером.

Среди специалистов, проводящих лазерную шлифовку кожи, нет единодушия относительно того, какой из двух вышеназванных лазеров предпочтительнее. Есть мнение, что термическое повреждение волокон коллагена при шлифовке СО₂-лазером дает больший омолаживающий эффект, чем "холодная" шлифовка эрбиевым лазером. С другой стороны, растет число врачей, которые отдают предпочтение эрбиевому лазеру как более безопасному. Признано, что после эрбиевой шлифовки наблюдается более быстрая эпителизация и меньший процент осложнений, чем после шлифовки СО₂-лазером, что особенно важно, если речь идет о пациентах косметологических клиник, ведь их целью является красота. В данной статье мы приводим результаты применения эрбиевого лазера в нашей клинической практике.

Показания для применения эрбиевого лазера

Спектр применения эрбиевого лазера в косметической хирургии охватывает как устранение мелких дефектов кожи, так и процессы, имеющие значительное распространение по площади. К ним мы относим старение кожи, последствия угревой сыпи, а также в ряде случаев наличие интрадермального пигмента (татуировки).

К мелким дефектам относятся доброкачественные новообразования, такие, как кератомы, ксантелазмы, сигингиомы, эпидермальные невусы, пигментные пятна, или папилломы, а также ограниченные небольшой площадью рубцы после травм, мелкие татуировки, единичные морщины на лбу и верхней губе. Таких пациентов наблюдалось 400 человек. Больше всего было пациентов с рубцами на лице и теле, а также различными невусами, пигментными пятнами и кератомами. Очевидно, что лазерному удалению подлежат гипертрофические рубцы, желателно без признаков перерождения в келоид.

Значительно меньшую (58 человек), но не менее интересную группу составили пациенты с большой площадью шлифовок. Собственно говоря, именно для этой группы наиболее правомерно употребление термина "лазерная шлифовка", поскольку применительно к предыдущей группе логичнее использовать термин "удаление", если это не касается рубцовых поражений. Подавляющее большинство этой группы составили женщины - 54 человека (93,1%) и лишь 4 мужчины (6,9%). Возраст составил от 22 до 61 года.

Среди тех, кому была выполнена шлифовка большой площади, преобладают пациенты со статическими морщинами лица - 27 человек и последствиями угревой сыпи на коже лица - 22. У оставшихся 9 пациентов наблюдались значительные по площади (более 100 см²) рубцы, искусственная интрадермальная пигментация, пигментные пятна.

Как видно, наибольшие надежды лазерная техника вселяет в людей, которые хотят если не повернуть время вспять, то хотя бы устранить признаки старения. Неслучайно спросом пользуется зональная или полная шлифовка кожи лица, ведь именно на ней остаются следы излишнего пребывания на солнце, чрезмерного употребления алкоголя, курения, неправильного питания.

Технические характеристики эрбиевого лазера

В клинической практике нами использовалась дерматологическая ИАГ-эрбиевая лазерная система (Dorner MedTech). Основным компонентом ее является твердотельный ИАГ-эрбиевый импульсный лазер с длиной волны 2,94 мкм и возможностью настройки энергии импульса от 100 до 2500 мДж, а также фокусирующим приспособлением, позволяющим изменять размеры пятна от 5 до 20 мм².

Подготовка к процедуре с применением эрбиевого лазера

Очевидно, что для устранения мелких дефектов кожи никакой особой ее подготовки не требуется, за исключением случаев, когда необходимо исключить злокачественный характер патологического процесса и к процедуре следует прибегать лишь после цитологического исследования.

Операция лазерной шлифовки для устранения статических морщин также проводится без особого предварительного лечения, хотя не все эти пациенты имеют оптимальную для шлифовки, то есть здоровую и нежирную, кожу. В ряде случаев в качестве подготовки проводились средние и глубокие ультразвуковые пилинги и увлажнения на аппарате "Skin Master". У пациентов с темной кожей, склонной к пигментации, с целью профилактики целесообразно подавление синтеза меланина путем местного применения препаратов, содержащих 2-4% гидрохинона, в течение 2-3 недель.

Особо следует отметить, что процедура шлифовки с целью омоложения лица может проводиться только при отсутствии значительных избытков кожи. У таких пациентов в качестве первого этапа выполняется пластика лица и/или век, а затем через несколько месяцев - шлифовка, которая устраняет оставшиеся морщины разной глубины.

Наибольшие трудности представляет подготовка к шлифовке пациентов с угревыми кратерами. Хотя в литературе встречаются мнения, что наличие свежих пустул не является противопоказанием к шлифовке, а лишь требует назначения антибактериальных средств для профилактики, мы не склонны соглашаться с такой позицией и в своей практике используем довольно внушительный арсенал средств.

Основную роль в борьбе с инфекцией в коже, помимо нормализации питания и режима пациента, а также применения препаратов для местного лечения, придается использованию местного и внутривенного лазерного воздействия, а также средств аппаратной косметологии - упоминавшегося аппарата для ультразвукового пилинга и увлажнения и аппарата для вакуумного воздействия на кожу и лимфодренажа "LAFceartech".

В случаях стойкого воспаления и ограниченных сроков подготовки, связанных с личными обстоятельствами пациентов, мы прибегаем к профилактическому применению антибиотиков ("Макропен" по 1200 мг/сут) за 3-5 дней до шлифовки.

Использование ретиноидов мы не считаем целесообразным, поддерживая мнение большинства исследователей о том, что лазерную процедуру не следует применять ранее чем через 6-8 месяцев после окончания курса лечения этими препаратами.

Важным моментом подготовки к шлифовкам большой площади является психологический аспект. Обращает на себя внимание то, что пациенты разных категорий неодинаково относятся к предстоящей операции. Так, многие пациенты с морщинами считают ее процедурой, которую можно сделать во время обеденного перерыва. Возможно, это объясняется тем, что почти всегда это здоровые люди, мало задумывающиеся над предстоящим лечением. Для них неприемлемо упоминание о каких-либо осложнениях операции. И тем не менее хирург обязан донести полную информацию, подробно объяснив все возможные варианты течения послеоперационного периода, в том числе и то, что, несмотря на молодой вид кожи после шлифовки, мимические морщины скорее всего появятся вновь.



Рис. 1 До лазерной шлифовки



Рис. 2 Парциальная шлифовка



Рис. 3 Через 4 месяца после процедуры



Рис. 4 Через 5 лет после шлифовки

В случаях с пациентами, у которых имеются кратеры после угрей, хирург не должен обольщаться сам и внушать пациенту, что кожа после шлифовки станет идеально гладкой, поскольку всегда есть вероятность того, что на ровной поверхности останутся белесые рубцы и что воспалительные элементы образуются вновь.

Обезболивание и техника проведения операции эрбиевым лазером

Обезболивание при удалении мелких дефектов, а также татуировок заключается в инфильтрационной анестезии зоны лазерного воздействия и не отличается от операций с использованием углекислого лазера. При поверхностных пигментациях, а также в случаях

мелких образований, распространенных на большой площади (папилломы), возможна анестезия кремом "EMLA".

Удаление небольших дефектов эрбиевым лазером не вызывает особых затруднений. Оно проводится по стандартной методике: энергия импульса 400-600 мДж, площадь пятна от 10 до 20 мм². Число проходов ограничивается выравниванием поверхности кожи или исчезновением пигмента. При очень интенсивной пигментации, особенно искусственной, процедура выполняется в несколько этапов. Сигналом к ее окончанию является выраженное петехиальное кровотечение.

При шлифовках больших площадей, особенно если это касается лица и шеи, мы считаем целесообразным применять внутривенный наркоз диприваном, контролируя состояние пациента по артериальному давлению, кардиомониторингу и насыщению крови кислородом. Подобный подход продиктован стремлением создать максимально благоприятную обстановку для операции, которая полностью исключила бы негативные ощущения у пациента.

Важным условием является использование средств защиты: для персонала - это специальные очки и приспособление для удаления частиц кожи, для пациентов - очки, а при операциях вблизи глаз - особые пластины, закрывающие роговицу и оптические среды глаз от лазерного излучения, которые устанавливаются между веками и склерой после предварительного орошения склер раствором дикаина.

Техника лазерной шлифовки несколько различается при устранении морщин и угревых кратеров. При статических морщинах принципиальным является ограничение количества проходов независимо от того, удалось ли устранить морщину. Кроме того, энергия импульса должна быть подобрана соответственно зоне воздействия. Так, на веках она не должна превышать 400-600 мДж (в зависимости от особенностей кожи) при площади пятна в 20 мм², а число проходов не может быть больше двух. На остальных участках кожи энергия импульса может составлять 600-1000 мДж, при той же площади пятна, а число проходов может быть увеличено до 3-4. Частота импульсов обычно составляет 5-15 в секунду с наложением приблизительно в 1/4. В исключительных случаях дополнительный проход может быть осуществлен непосредственно вдоль морщины. Появление желтого окрашивания тканей свидетельствует о денатурации коллагена.

Необходимо заметить, что постулат о бессмысленности полного устранения морщины продиктован тем, что, во-первых, конечный вид кожи после ее восстановления значительно улучшается, а также тем, что проблемы заживления после лишних проходов намного серьезнее, чем проблема резидуальных морщин.

При угревых кратерах два прохода проводятся в режиме 600 или 1000 мДж и площади пятна соответственно 8 или 15 мм². После этого максимально откроются кратеры, так как будет снят эпидермис. Заключительный штрих в данной шлифовке состоит в том, что вокруг каждого кратера необходимо сравнять возвышающийся валик, что достигается окаймляющим проходом с захватом на 1/4 пятна кратера и на 3/4 кожи вокруг него в режиме 400 мДж и площади пятна 3-5 мм². Возвышающиеся рубцы должны быть просто выровнены до уровня кожи.

Следует подчеркнуть еще раз, что не следует стремиться сделать кожу абсолютно гладкой, тем более что, как и в случае с морщинами, окончательный вид после восстановления кожи практически всегда оценивается лучше, чем интраоперационная картина.

Послеоперационное ведение

В ранний послеоперационный период на участок шлифовки обычно накладывается влажная марлевая салфетка. При появлении капель крови возможно местное применение 0,1% раствора адреналина или дицинона. При мелких дефектах накладывается коллагеновая пленка с метилурациловой мазью или же мазями с гентамицином либо эритромицином. Смена этих наклеек производится по мере необходимости. К открытому ведению можно перейти на 4-7-й день, когда начинается использование препаратов, ускоряющих эпителизацию (мази актовегин или солкосерил).

При больших зонах лазерного воздействия на ближайший час после операции накладывается спрей "Пантенол", затем, перед уходом пациента, на всю зону шлифовки наносится метилурациловая мазь под коллагеновую пленку с впитывающей прокладкой. На следующий день такую повязку приходится менять на новую, так как отмечается значительное истечение лимфы, иногда с примесью сукровицы. При угрозе инфицирования подключаются антибиотики, обычно "Макропен" внутрь и "Бактробан" местно.

Лишь в двух случаях в первые трое суток после операции потребовалось применение обычных обезболивающих средств. Наркотические анальгетики не применялись ни разу. Большинство пациентов отмечали только незначительное чувство жжения и отечность в зоне шлифовки. Эти ощущения полностью проходили к исходу 3-4-х суток.

От повязок можно отказаться на 4-9-й день после шлифовки и начать использование эпителизирующих мазей. Необходимо отметить, что повязки следует менять только при наличии показаний, а не руководствуясь пожеланиями пациента, так как эпителизация практически всегда проходила тем быстрее, чем меньше было число перевязок, а также площадь, подвергнутая лазерному воздействию. Последнее положение подтверждается следующими цифрами: при ограниченной шлифовке лица по поводу морщин эпителизация завершилась к 7-му дню в 85,2% случаев, а при шлифовке всего лица в эти же сроки и у сходной группы пациентов - только в 25,1%.

После снятия повязок обязательным для всех пациентов независимо от времени года и причины шлифовки является использование солнцезащитного крема с коэффициентом не менее 30 ед., а у пациентов со склонностью к гиперпигментации должна быть обеспечена 100%-я защита. Для ускорения устранения эритемы возможно применение косметических средств, но особенно строго необходимо предупредить пациентов о возможности аллергических реакций, в случае появления признаков которых препарат должен быть немедленно отменен.

Важное значение в психологической реабилитации пациентов играет использование тональных средств макияжа. Их особого подбора, на наш взгляд, не требуется. С момента восстановления эпителия пациенты могут пользоваться средствами, которые они применяли до операции.

Результаты

Результаты использования эрбиевого лазера для устранения мелких дефектов кожи вселяют оптимизм. При подавляющем большинстве патологических процессов повторного вмешательства не требовалось, не отмечалось также образования грубых рубцов на месте удаления. Необходимо заметить, что наличие пигментных невусов заставляет прибегать к повторным процедурам, поскольку почти у 20% пациентов на месте удаленного образования проявляется пигментация, при этом кожа выглядит совершенно гладкой. Для устранения пигмента полностью может потребоваться от 1 до 5 повторных процедур. Поэтому пациент должен быть поставлен об этом в известность еще при первой беседе с хирургом.

Несколько менее радужная картина отмечена среди пациентов с посттравматическими и другими рубцами на лице и теле. Выяснилось, что почти у 13% из них после проведения шлифовки появилась тенденция к росту рубца, что потребовало введения дипроспана или проведения близкофокусной рентгенотерапии. Еще у 8% отмечена атрофия рубца, ставшая показанием к его иссечению и пластике местными тканями. Остальные результаты можно оценить как хорошие и удовлетворительные. Следует признать, что эти цифры недостаточно точны, так как наверняка не все пациенты с неудовлетворительными результатами повторно обратились в клинику и, возможно, проходили дополнительное лечение.

Наблюдение пациентов с искусственным интрадермальным пигментом представляется довольно интересным в связи с распространившимся увлечением татуировками; при этом далеко не все их обладатели бывают удовлетворены качеством "картинки" уже сейчас, а со временем таких недовольных станет еще больше, как в силу взросления, так и из-за вполне вероятной смены моды. Подтверждаются очевидные положения, что чем глубже в коже залегает пигмент, тем труднее его удалить.

Иногда приходится проводить более пяти процедур. От этого напрямую зависит вероятность образования грубых рубцов. Кроме того, интересны три наблюдения пациенток с татуировкой в области бровей, которые пришли уже на следующий день после нанесения рисунка, не желая ждать несколько месяцев, пока он станет светлее. Всем им проведено удаление пигмента эрбиевым лазером за 3-4 прохода, и получены хорошие результаты. Волосные фолликулы ни в одном случае не пострадали.

Результаты шлифовки больших поверхностей оценены у всех 58 пациентов (срок наблюдения от 2 до 12 месяцев). Среди них из 27 пациентов с морщинами хорошие и удовлетворительные результаты наблюдались у 24 (88,9%). К хорошим результатам отнесены случаи, когда исчезли статические морщины, продолжительность эритемы не превышала четырех недель, и пациенты полностью удовлетворены результатом (таких пациентов насчитывается 15, т. е. 55,5%). Удовлетворительные результаты у 9 пациентов (37,0%) - морщины значительно уменьшились, хотя устранены не полностью, эритема продолжалась не более 6 недель, но пациенты в целом довольны результатом. В трех случаях (11,1%) результат следует считать неудовлетворительным, что связано с длительностью эритемы (более 10 недель) и образованием ограниченных рубцовых тяжей в зоне шлифовки. В двух из этих случаев причиной рубцевания, возможно, явилась выраженная местная аллергическая реакция на крем, содержащий ланолин, который был использован сразу после эпителизации.

В особую группу следует выделить 11 пациентов, у которых шлифовка всего лица или его части сочеталась с ранее выполненной в сроки от 4 месяцев до 3 лет в этой же зоне пластической операцией по устранению избытков кожи. Особое внимание, на наш взгляд, следует уделять области нижних век. После блефаропластики режим шлифовки должен быть максимально щадящим и учитывать вероятную усадку кожи, которая может привести в данном случае к нежелательным последствиям, в частности к эктропиону. При выполнении подобных процедур последовательно в одной клинике, возможно, следует во время пластики век оставлять небольшой запас кожи, заранее оговорив с пациентом возможность лазерной шлифовки через несколько месяцев. В остальном же каких-либо особенностей подобного рода сочетанные операции не имели. Во всех этих наблюдениях получены хорошие результаты.

Из 22 пациентов с последствиями угревой сыпи хорошие результаты были зарегистрированы у 14 (63,6%). У этой группы пациентов продолжительность общей эритемы в зоне шлифовки не превышала 4 недель, а поверхность кожи была выровнена в значительной степени. Пациенты были удовлетворены результатами, и дополнительной коррекции, по их мнению, не требовалось. Остальные результаты оценены как удовлетворительные (36,4%): эритема сохранялась до 8 недель, а на отдельных участках и дольше, объективно удалось добиться значительного улучшения, но требуется повторение шлифовки. У 4 пациентов она уже выполнена в сроки от 6 до 8 месяцев после первой операции. Результат оценивать на данный момент рано из-за недостаточной продолжительности наблюдения.

Обращает на себя внимание тот факт, что пигментация после шлифовки отмечалась только у 4 пациентов (6,9%), носила невыраженный характер и в двух случаях прошла сама через 4-5 недель, а в двух других - после использования средств, подавляющих меланогенез, - полностью через 8 недель.

Демаркационных линий не наблюдалось ни в одном случае.

В настоящее время интенсивно развивается новое направление в медицине - лазерная микрохирургия глаза. Исследования в этой области ведутся в Одесском Институте глазных болезней имени В. П. Филатова, в Московском НИИ микрохирургии глаза и во многих других "глазных центрах" стран содружества

Первое применение лазеров в офтальмологии было связано с лечением отслоения сетчатки. Внутрь глаза через зрачок посылаются световые импульсы от рубинового лазера (энергия импульса 0,01 - 0,1 Дж, длительность порядка - 0,1 с.) Они свободно проникают сквозь прозрачное стекловидное тело и поглощаются сетчаткой. Фокусируя излучение на отслоившемся участке, последнюю "приваривают" к главному дну за счет коагуляции. Операция проходит быстро и совершенно безболезненно.

Вообще, из наиболее серьезных заболеваний глаза, приводящих к слепоте, выделяют пять. Это глаукома, катаракта, отслоение сетчатки, диабетическая ретинопатия и злокачественная опухоль. Сегодня все эти заболевания успешно лечатся при помощи лазеров, причем только для лечения опухолей разработано и используется три метода:

Лазерное облучение - облучение опухоли расфокусированным лазерным лучом, приводящее к гибели раковых клеток, потери ими способности к размножению

Лазерная коагуляция - разрушение опухоли умеренно сфокусированным излучением.

Лазерная хирургия - наиболее радикальный метод. Заключается в иссечении опухоли вместе с прилегающими тканями сфокусированным излучением.

ЛАЗЕРНЫЙ АЛОД-01"АЛКОМ"

ХИРУРГИЧЕСКИЙ

АППАРАТ



ПРИМЕНЕНИЕ: рис.7

- ИНТЕРСТИЦИАЛЬНАЯ ГИПЕРТЕРМИЯ;
- КОАГУЛЯЦИЯ;
- РАЗРЕЗАНИЕ;
- ВАПОРИЗАЦИЯ;
- ФОТОТЕРМОЛИЗ

ДОСТОИНСТВА:

• ОПТИЧЕСКИЙ РАЗЪЕМ SMA-905 ОБЕСПЕЧИВАЕТ СОВМЕСТИМОСТЬ СО СВЕТОВОДНЫМ ИНСТРУМЕНТОМ ИМПОРТНОГО И ОТЕЧЕСТВЕННОГО ПРОИЗВОДСТВА;

• ПРИНЦИП «ВКЛЮЧАЙ И РАБОТАЙ» СВОДИТ К МИНИМУМУ НЕОБХОДИМОСТЬ В ПУСКО- НАЛАДОЧНЫХ РАБОТАХ;

• ДЛИТЕЛЬНЫЙ СРОК ЭКСПЛУАТАЦИИ БЕЗ СЕРВИСНОГО И ТЕХНИЧЕСКОГО ОБСЛУЖИВАНИЯ;

• РЕСУРС РАБОТЫ ЛАЗЕРОВ 5000 ЧАСОВ;

• НЕБОЛЬШИЕ ГАБАРИТЫ И ВЕС.

. АЛОД-01 “АЛКОМ” может комплектоваться инструментом, позволяющим применять его в следующих областях медицины:

- КОСМЕТОЛОГИЯ, ДЕРМАТОЛОГИЯ;
- ГИНЕКОЛОГИЯ;
- УРОЛОГИЯ;
- ПРОКТОЛОГИЯ;
- ГАСТРОЭНТЕРОЛОГИЯ;
- ОФТАЛЬМОЛОГИЯ;
- ОБЩАЯ ХИРУРГИЯ;
- ОТОРИНОЛАРИНГОЛОГИЯ;

- ОНКОЛОГИЯ;



- СТОМАТОЛОГИЯ

рис.8

основные технические характеристики

Длина волны лазерного излучения, мкм	0.81, 0.97, 1.06
Мощность излучения, Вт	0.1 – 6; 0.1 – 9; 0.5 – 12; 1.0 – 30
Режим работы	Непрерывный, импульсный
Длительность импульса излучения, с	0.05 – 5
Интервал между импульсами, с	0.1 - 2
Масса, кг	6
Потребляемая мощность от сети 220 В, Вт	80 - 500
Маркерный луч: полупроводниковый диод с длиной	0.67

волны, мкм

Полупроводниковые лазеры позволяют гибко изменять режимы работы.

Хирургическая система вместе со световодным инструментом различного назначения обеспечивает:

- локальность воздействия;
- минимальные повреждения окружающих тканей;
- стерильность;
- эффективный гемо- и лимфостаз;
- контактный и бесконтактный способ воздействия в зависимости от типа световодного инструмента;
- как открытый способ воздействия, так и через эндоскоп, катетер, троакар, иглу.

ЛАЗЕРНЫЙ АППАРАТ ДЛЯ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ "ГРАНАТ"



ДОСТОИНСТВА: рис 9

- УДОБНАЯ И ПРОСТАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ
- ПЛАВНАЯ РЕГУЛИРОВКА МОЩНОСТИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ
- ВОЗДУШНОЕ ОХЛАЖДЕНИЕ
- ДЛИТЕЛЬНЫЙ ПЕРИОД РАБОТЫ
- МАЛЫЕ ГАБАРИТЫ И ВЕС АППАРАТА

С помощью фотодинамической терапии стало возможным диагностировать и лечить ряд онкологических заболеваний. Уникальный лазерный аппарат "ГРАНАТ", производство фирмы Алком медика (Санкт-Петербург), излучение которого позволяет работать с такими фотосенсибилизаторами, как Фотодитазин, Фотогем, Фотосенс и т.д. Доставка излучения осуществляется с помощью гибкого волоконного световода, что обеспечивает его свободное перемещение и дает возможность работать совместно с эндоскопической техникой или набором специального инструмента.

Основные технические характеристики			
Длина волны лазерного излучения, нм		635 или 662	
Выходная мощность излучения, Вт		635 - 1,5 662 - 0,4 и 2 Вт	Вт
Режим работы		Непрерывный и импульсный	
Длительность экспозиции		100 мс - 1 ч	
Диаметр волокна, мкм		400 - 600	
Габариты, мм		330x180x120	
Вес, не более, кг		10	
Потребляемая мощность от сети 220 В, не более, Вт		150	

Поскольку метод фотодинамической терапии сравнительно новый, то для того чтобы этой методикой овладеть, необходимы дополнительные навыки и знания в этой области. На базе Центра лазерной медицины Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И.П. Павлова можно пройти обучение работе по специальности "Фотодинамическая терапия". В процессе обучения рассматриваются теоретические и практические аспекты лазерной медицины, а также можно ознакомиться с новыми методиками в области фотодинамической терапии.

ТВЕРДОТЕЛЬНЫЙ ЗЕЛЕНЫЙ ЛАЗЕР С ДИОДНОЙ НАКАЧКОЙ "ИЗУМРУД"

ПЕРВЫЙ ОТЕЧЕСТВЕННЫЙ ЗЕЛЕНЫЙ ЛАЗЕР.

Может служить заменой аргоновым системам



ПРИМЕНЕНИЕ: рис.10

- ЛЕЧЕНИЕ СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ;

Использование обусловлено высоким поглощением излучения гемоглобином, что обеспечивает высокую эффективность коагуляции сосудов.

- УДАЛЕНИЕ ТАТУИРОВОК КРАСНОГО И ЖЕЛТОГО ОТТЕНКОВ;
- ЛЕЧЕНИЕ КЕЛЛОИДНЫХ РУБЦОВ.

ДОСТОИНСТВА:

- ОПТИЧЕСКИЙ РАЗЪЕМ SMA-905 ОБЕСПЕЧИВАЕТ СОВМЕСТИМОСТЬ СО СВЕТОВОДНЫМ ИНСТРУМЕНТОМ ИМПОРТНОГО И ОТЕЧЕСТВЕННОГО ПРОИЗВОДСТВА;

- ПРИНЦИП «ВКЛЮЧАЙ И РАБОТАЙ» СВОДИТ К МИНИМУМУ НЕОБХОДИМОСТЬ В ПУСКО- НАЛАДОЧНЫХ РАБОТАХ;

- НЕБОЛЬШИЕ ГАБАРИТЫ И ВЕС.

Основные технические характеристики	
Длина волны лазерного излучения, мкм	0.532
Максимальная мощность излучения на выходе оптического волокна диаметром 50 мкм	1.5
Диапазон регулировки мощности, Вт	0.1 – 1.5
Длина волны прицельного луча, мкм	0.65 – 0.67
Мощность прицельного луча, мВт	1
Количество уровней яркости прицельного луча	10
Минимальный диаметр световода, мкм	50
Режим работы	непрерывный, импульсный
Длительность импульса, с	0.05 – 5
Частота следования импульсов, Гц	0.5 – 9.9
Габариты прибора не более, мм	400 x 300 x 150
Масса, кг	12
Диапазон рабочих температур, °С	от +15 до +35
Напряжение питания прибора/ частота, В/ Гц	200 – 240 / 50 – 60
Потребляемая мощность не более, Вт	400

Комплект поставки:

1. Зеленый лазер (1.5 Вт);
2. Педаль;
3. Паспорт, инструкция по эксплуатации;
4. Световодный инструмент (400 или 600 мкм);
5. Ручка-держатель с двумя наконечниками (короткий и длинный).

Ультразвуковая диагностика, эхография, ультразвук

УЗИ (Ультразвуковая диагностика, эхография, ультразвук) является наиболее современным, а также одним из самых информативных методов диагностики большинства заболеваний, в том числе и гинекологии. В чем же преимущество **УЗИ** перед другими, не менее современными методами диагностики?

К несомненным достоинствам **УЗИ** относится, прежде всего, абсолютная безвредность для пациента. Оно не оказывает никаких вредных воздействий на организм, нет лучевой нагрузки. Поэтому, если врач либо сам пациент нуждается в уточнении поставленного диагноза, процедуру **УЗИ** всегда можно повторить без лишних опасений. В этой связи нельзя не упомянуть об уникальности данного метода, когда в рамках одного обращения к врачу можно провести ультразвуковое исследование многих органов и систем организма.

Несколько лет назад с гордостью говорили о низкой стоимости **УЗИ** по сравнению с другими методами диагностики. При проведении базового исследования на портативной (переносной) аппаратуре, результатом которого является ответ на уровне «норма» – «патология», стоимость **УЗИ** действительно невелика. Но если используют целый комплекс специальных ультразвуковых методик, специальные датчики, например, внутривлагалищный при исследованиях в гинекологии, врачу требуются дополнительные технические и углубленные медицинские знания для работы на более сложной аппаратуре.

Ультразвук и медицина

Основные принципы метода и физические характеристики

Ультразвук – высокочастотные колебания, лежащие в диапазоне выше полосы частот, воспринимаемых человеческим ухом (более 20 000 Гц). Излученные в тело пациента, ультразвуковые колебания отражаются от исследуемых тканей, крови, а также поверхностей, таких как границы между органами, и, возвращаясь в **ультразвуковой сканер**, обрабатываются и измеряются после их предварительной задержки для получения фокусированного изображения. Результирующие данные поступают на экран монитора, позволяя производить оценку состояния внутренних органов. Даже несмотря на то, что ультразвук не может эффективно проникать через такие среды как воздух или другие газы, а также кости, он находит широкое применение при исследовании мягких тканей. Использование **ультразвуковых гелей** и других жидкостей одновременно с улучшением характеристик датчиков, увеличивает области применения ультразвуковых сканеров для различных медицинских обследований. Скорость ультразвуковых волн в мягких тканях тела человека в среднем составляет 1,540 м/сек и практически не зависит от частоты.





Рис.11

Датчик является одним из основных компонентов диагностических систем, который конвертирует электрические сигналы в ультразвуковые колебания и производит электрические сигналы, получая отраженное эхо от внутренних тканей пациента. Идеальный датчик должен быть эффективен как излучатель и чувствителен как приемник, иметь хорошие характеристики излучаемых им импульсов со строго определенными показателями, а также принимать



широкий диапазон частот, отраженных от исследуемых тканей. В электронных датчиках ультразвуковые колебания возбуждаются благодаря подаче высоковольтных импульсов на пьезо-кристаллы, из которых состоит датчик (пьезоэлектрический эффект был открыт Пьером и Марией Кюри в 1880 году). Количество раз, сколько кристалл вибрирует за секунду, определяет частоту датчика. С увеличением частоты уменьшается длина волны генерируемых колебаний, что отражается на



улучшении разрешения, однако, поглощение ультразвуковых колебаний тканями тела пропорционально возрастанию частоты, что влечет за собой уменьшение глубины проникновения. Поэтому датчики с высокой частотой колебаний обеспечивают лучшее разрешение изображения при исследовании не глубоко расположенных тканей, так же как низкочастотные датчики позволяют обследовать более глубоко расположенные органы, уступая высокочастотным **качеством изображения**. Это разногласие является основным определяющим фактором при использовании датчиков. В ежедневной **клинической практике** применяются различные конструкции датчиков: представляющие собой диски с одним элементом, а также объединяющие несколько элементов, расположенных по окружности или вдоль длины датчика, производящие различные форматы изображения, которые необходимы или предпочтительны при **проведении диагностики** различных органов.

Традиционно и в основном используются пять типов датчиков

- Механические секторные датчики.
- Аннулярные датчики.
- Линейные датчики.
- Конвексные датчики.
- Датчики с фазированным сканированием.

Эти пять основных видов датчиков различаются согласно

- методу формирования ультразвуковых колебаний;
- методу излучения;
- создаваемому ими формату изображения на экране монитора.

Форматы изображения, получаемые при помощи различных датчиков



Фазированные датчики



Линейные датчики



Конвексные датчики



**Механические
секторные датчики**



**Аннулярные
датчики**

* Темным фоном выделены зоны с наилучшим разрешением.

В диагностических целях **обычно используют** датчики с частотами: 3.0 МГц, 3.5 МГц, 5.0 МГц, 6.5 МГц, 7.5 МГц. Кроме того, в последние годы на рынке ультразвуковой техники появились приборы, оснащенные **высокочастотными** датчиками 10-20 МГц.

Области применения датчиков

- 3.0 МГц (конвексные и секторные) используются в кардиологии;
- 3.5 МГц (конвексные и секторные) - в абдоминальной диагностике и исследованиях органов малого таза;
- 5.0 МГц (конвексные и секторные) - в педиатрии;
- 5.0 МГц с коротким фокусом могут применяться для обследования молочной железы;
- 6.0-6.5 МГц (конвексные, линейные, секторные, аннулярные) - в полостных датчиках;
- 7.5 МГц (линейные, датчики с водной насадкой) - при исследовании поверхностно расположенных органов - щитовидной железы, молочных желез, лимфатической системы.

Основные параметры настройки изображения

Gain - "усиление" детектированного сигнала за счет изменения отношения амплитуд входного и выходного сигналов. (Чрезмерно высокий уровень усиления приводит к размытости изображения, которое становится "белым").

Dynamic range (динамический диапазон) - диапазон между регистрируемыми сигналами с максимальной и минимальной интенсивностью. (Чем он шире, тем лучше воспринимаются сигналы, мало отличающиеся по интенсивности).

Контрастность - характеризует способность системы различать эхосигналы с небольшим различием амплитуды или яркости.

Фокусировка - используется для улучшения разрешающей способности в конкретной исследуемой области. (Увеличение количества фокусных зон повышает качество изображения, но снижает частоту кадров).

TGC - усиление, компенсированное по глубине.

Frame average (усреднение кадров) - позволяет сглаживать изображение за счет наложения определенного количества кадров друг на друга в единицу времени или делать его жестким, приближая к реальному масштабу времени.

Direction - меняет ориентацию изображения на экране (слева направо или сверху вниз).

При проведении диагностики, наряду с полезной информацией, довольно часто появляются **артефакты изображения**, а также наблюдаются некоторые акустические явления.

Артефакты изображения

Реверберация. Наблюдается в случае, когда ультразвуковая волна попадает между двумя или более отражающими поверхностями, частично испытывая многократное

отражение. При этом на экране появятся несуществующие поверхности, которые будут располагаться за вторым отражателем на расстоянии, равном расстоянию между первым и вторым. Наиболее часто это происходит при прохождении луча через жидкостьсодержащие структуры.

Зеркальные артефакты. Это появление на изображении объекта, находящегося по одну сторону сильного отражателя с его другой стороны. Это явление часто возникает около диафрагмы.

"Хвост кометы". Так называют мелкие эхопозитивные сигналы, появляющиеся позади пузырьков газа и обусловленные их собственными колебаниями.

Артефакт преломления. Проявляется, если путь ультразвука от датчика к отражающей структуре и обратно не является одним и тем же. При этом на изображении возникает неправильное положение объекта.

Артефакт эффективной отражательной поверхности. Заключается в том, что реальная отражательная поверхность больше, чем отображенная на изображении, так как отраженный сигнал не всегда весь возвращается к датчику.

Артефакты толщины луча. Это появление, в основном в жидкость-содержащих структурах, пристеночных отражений, обусловленных тем, что ультразвуковой луч имеет конкретную толщину и часть этого луча может одновременно формировать изображение органа и изображение рядом расположенных структур.

Артефакты скорости ультразвука. Усредненная скорость ультразвука в мягких тканях 1,54 м/с, на которую запрограммирован прибор, несколько больше или меньше скорости в той или иной ткани. Поэтому небольшое искажение изображения неизбежно.

Артефакт акустической тени. Возникает за сильно отражающими или сильно поглощающими ультразвук структурами.

Артефакт дистального псевдоусиления. Возникает позади слабопоглощающих ультразвук структур.

Артефакт боковых теней. Возникает при падении луча по касательной на выпуклую поверхность структуры, скорость прохождения ультразвука в которой значительно отличается от окружающих тканей. Происходит преломление и, иногда, интерференция ультразвуковых волн.

Основные термины, применяемые для описания акустических характеристик образований и патологических процессов

анэхогенный;
гипоэхогенный;
изоэхогенный;
гиперэхогенный;
кистозное образование;
солидное образование;
кистозно-солидное образование;
эхоплотное образование с акустической тенью;
диффузное поражение;
узловое (очаговое) поражение;
диффузно-узловое поражение.

Эхогенность - характеристика тканей, отражающая их способность формировать эхо.
Гомогенная структура - область, формирующая однородное эхо.

Некоторые ультразвуковые симптомы патологических процессов и образований

"Халло". Представляет собой ободок сниженной эхогенности вокруг образования, например метастаза печени.

Симптом "бычьего глаза". Подобным образом выглядит объемное образование неравномерной акустической плотности с гипоэхогенным ободком и гипоэхогенной областью в центре, наблюдается при метастазах в печени.

Симптом "псевдоопухоли". На фоне выраженной жировой инфильтрации печени гипоэхогенный участок неизменной паренхимы, располагающийся как правило вблизи желчного пузыря, может представляться как дополнительное образование.

Симптом "рельс". Имеет место при выраженной дилатации внутривнутрипеченочных желчных протоков, когда вена печени и проток представлены в виде параллельных трубчатых структур.

Симптом "двустволки". Так выглядит значительно расширенный холедох и портальная вена в проекции ворот печени.

Симптом "снежных хлопьев". Множественные мелкие образования повышенной эхогенности в просвете желчного пузыря, появляющиеся сразу после изменения положения тела пациента, наблюдающиеся при хронических холециститах.

Симптом "снежной бури". Участки повышенной эхогенности в печени с нечеткими контурами неопределенной формы и различной величины, наблюдающиеся при циррозе. Также множественные неоднородные образования овальной формы, повышенной эхогенности, расположенные в полости матки при пузырьном заносе или в яичниках при лютеиновых кистах.

Симптом "псевдопочки". Проявляется при опухолевом поражении желудочно-кишечного тракта. При поперечном сканировании изображение пораженного участка кишки напоминает почку - периферическая зона низкоэхогенна, а центральная имеет повышенную эхогенность.

Термины для описания расположения анатомических структур

краниальный (верхний);
каудальный (нижний);
вентральный (передний);
дорсальный (нижний);
медиальный (срединный);
латеральный (боковой);
проксимальный (описание структур, расположенных близко от места их происхождения или прикрепления);
дистальный (описание структур, расположенных далеко от места их происхождения или прикрепления).

В ходе исследования следует оценивать

расположение и взаиморасположение органов и их частей;
их форму и размеры;
контуры;
структуру (с оценкой звукопроводимости);
наличие или отсутствие дополнительных образований;
состояние внутри- и околоорганных сосудов.

Основные плоскости сканирования

сагиттальная (продольная) - плоскость сканирования, когда длинная ось датчика ориентирована в направлении голова - ноги пациента;

фронтальная - плоскость сканирования, когда датчик расположен на боковой поверхности тела пациента при ориентации его длинной оси голова - ноги;

поперечная - плоскость сканирования, когда длинная ось датчика ориентирована перпендикулярно длинной оси тела пациента.

Возможности современной эхокардиографии.

Эхокардиография на протяжении последних 15-20 лет является одним из основных методов визуализации сердца. Как любой диагностический метод, эхокардиография имеет свои достоинства и недостатки. Широкое внедрение метода в практику обусловлено высоким уровнем современной аппаратуры, отсутствием вредного влияния на пациента и врача, относительной дешевизной метода по сравнению с остальными. Наличие большого количества вариантов исследования позволяет получить точную анатомическую и гемодинамическую информацию о больном и избежать инвазивных вмешательств. Недостатком эхокардиографии является выраженная зависимость от квалификации исследователя. Специалист, занимающийся ультразвуковой диагностикой сердца должен быть кардиологом, в совершенстве знать топографическую анатомию грудной клетки, гемодинамику сердца, иметь пространственное мышление. При отсутствии одного из данных качеств у исследователя резко возрастает процент ошибок диагностики.

В данном обзоре мы постараемся осветить все варианты современного эхокардиографического исследования.

Варианты эхокардиографического исследования

1. Двухмерная эхокардиография - изображение сердца по длинной или короткой оси в реальном времени. Двухмерная эхокардиография (В-режим) позволяет в реальном времени оценить размеры полостей сердца, толщину стенок желудочков, состояние клапанного аппарата, подклапанных структур, глобальную и локальную сократимость желудочков, наличие тромбоза полостей и т. д.

2. М-режим - графическое изображение движения стенок сердца и створок клапанов во времени. М-режим позволил впервые в реальном времени оценить размеры сердца и систолическую функцию желудочков. В настоящее время применяется как вспомогательный режим при проведении эхокардиографического исследования преимущественно для измерений. В том случае, когда в парастернальной позиции курсор М-режима располагается строго перпендикулярно изображению сердца, измерения могут быть проведены с большой точностью. Если изображение сердца и курсор расположены под углом, все размеры камер сердца будут значительно завышены и могут быть неправильно истолкованы. Эта ошибка встречается у специалистов с небольшим стажем работы. Поэтому следует проводить измерения в В-режиме в конце диастолы в том случае, если М-режим не может быть применен. В настоящее время ряд фирм предложили использовать анатомический М-режим, позволяющий изменить угол курсора.

На графике М-разверстки по вертикали откладывается расстояние, по горизонтали - время. В зависимости от положения курсора на экране, можно получить график колебания серии точек, расположенных вдоль курсора, вытянутый во времени, т.е. проследить за их колебанием в систолу и в диастолу.

3. Допплер-эхокардиография - импульсный, непрерывно-волновой, цветовой, цветовой М-режим, энергетический, тканевой цветовой, тканевой импульсный, тканевой С-режим и т. д. - метод, позволяющий неинвазивно оценить параметры центральной гемодинамики. Активное применение методики в медицине можно отнести к началу 80-х годов.

Проведение доплеровского исследования подразумевает высокий технический навык в проведении двухмерного исследования, знание топографической анатомии и гемодинамики сердца.

В эхокардиографии используют следующие варианты доплера:

Импульсный доплер (PW - pulsed wave).

Импульсный высокочастотный доплер (HFPW - high frequency pulsed wave).

Постоянноволновой доплер (CW - continuous wave).

Цветовой доплер (Color Doppler).

Цветовой М-модальный доплер (Color M-mode).

Энергетический доплер (Power Doppler).

Тканевой скоростной доплер (Tissue Velocity Imaging).

Тканевой импульсный доплер (Pulsed Wave Tissue Velocity Imaging).

Импульсный доплер (Pulsed Wave, или PW). Графическая разверстка импульсно-волнового доплера отражает характер кровотока в конкретной данной точке, в месте установки контрольного объема. Точка установки контрольного объема называется базовой линией. По вертикали на графике откладывается скорость потока, по горизонтали - время. Все потоки, которые в конкретной данной точке движутся к датчику располагаются на графике выше базовой линии; все потоки, которые движутся от датчика - ниже нулевой линии. Помимо формы и характера кровотока на графике можно зафиксировать щелчки открытия и закрытия створок клапанов, дополнительные сигналы от хорд створок и стенок сердца. Импульсный доплер имеет скоростной предел (не более 2,5 м/с), поэтому с его помощью нельзя зарегистрировать потоки, имеющие высокую скорость.

Импульсный высокочастотный доплер (HFPW - high frequency pulsed wave). Несколько контрольных объемов располагаются один за другим на различной глубине. Это позволяет регистрировать кровотоки, скорость которого превышает 2,5 м/с.

Постоянноволновой доплер (CW - Continuous Wave Doppler). Позволяет регистрировать высокоскоростные потоки. Недостаток метода состоит в том, что на графике регистрируются все потоки по ходу луча. Методика CW доплеровского исследования позволяет произвести расчеты давления в полостях сердца и магистральных сосудов в ту или иную фазу сердечного цикла, рассчитать степень значимости стеноза и т.д. Основным уравнением CW является уравнение Бернулли, позволяющее рассчитать разницу давления или градиент давления. С помощью уравнения можно измерить разницу давления между камерами в норме и при наличии патологического, высокоскоростного кровотока.

Цветовой доплер (Color Doppler). Цветовой доплер - аналог импульсного доплера, где направление и скорость кровотока картируется различным цветом. Так кровотоки к датчику

принято картировать красным цветом, от датчика - синим цветом. Турбулентный кровоток картируется сине-зелено-желтым цветом.

Цветовой М-модальный доплер (Color M-mode). Сопоставление М-модального режима и цветового доплера при проведении курсора через ту или иную плоскость, позволяет разобраться в фазах сердечного цикла и патологическим кровотоком.

Энергетический доплер (Power Doppler). Применяется для регистрации низкоскоростного кровотока, поэтому в кардиологии он пока не находит активного применения. При использовании энергетического доплера теряется направление кровотока. В настоящее время энергетический доплер используют в сочетании с контрастными веществами (левовист и др.) для изучения перфузии миокарда.

Тканевой доплер (Tissue Velocity Imaging). Принцип данного метода основан на картировании направления движения тканей определенным цветом. Таким образом красным цветом обозначают движение к датчику, синим - от датчика. Изучая направления движения стенок левого и правого желудочков в систолу и диастолу с помощью TVI можно обнаружить скрытые зоны нарушения локальной сократимости. Совмещение двухмерного исследования в режиме TVI с М-модальным увеличивает точность диагностики.

Тканевой импульсный доплер (Pulsed Wave Tissue Velocity Imaging). Позволяет оценить графически характер движения стенки желудочков в конкретной данной точке. Выделяют систолический компонент, ранний и поздний диастолический компоненты. Данный вариант доплера позволяет проводить картирование миокарда и увеличивает точность диагностики у больных с ишемической болезнью сердца.

Таким образом, доплеровские методики позволяют получить большой объем информации без применения инвазивных методов исследования.

4. Чреспищеводная эхокардиография (моно-, би-, и мультиплановая). Исследование сердца через пищевод с использованием специальных датчиков. Информативность метода очень высокая. Противопоказанием служит наличие стриктуры пищевода.

5. Стресс-эхокардиография (с использованием физической нагрузки, чреспищеводной электростимуляции или медикаментозной нагрузки). Широко применяется у больных с ишемической болезнью сердца.

6. Трехмерное и четырехмерное моделирование сердца - компьютерный анализ изображения и построение объемного изображения камер сердца, створок клапанов, кровотока и т. д.

7. Внутрисосудистый ультразвук - исследование коронарных артерий с использованием специального внутрисосудистого датчика малого диаметра. Инвазивный ультразвуковой метод. Используется параллельно с коронарографией.

8. Контрастная эхокардиография - применяется для контрастирования правых камер сердца при подозрении на дефект, или левых камер сердца для исследования перфузии миокарда. Информативность метода контрастирования левых камер сердца сопоставима со сцинтиграфией миокарда. Положительным фактором является отсутствие лучевой нагрузки на больного. Отрицательными факторами являются инвазивный характер метода и высокая цена препарата (левовист, альбунекс и т.д.).

Современные эхокардиографические приборы

В настоящий момент на рынке представлены ультразвуковые приборы от самых простых до сверхсложных с возможностью с возможностью трех- и четырехмерного моделирования.

Скрининговое исследование сердца можно провести на любом ультразвуковом приборе, при наличии соответствующего кардиологического датчика и В- и М- режимов. При этом можно использовать недорогие ультразвуковые сканеры. Уровень диагностики и процент ошибки в этом случае во многом зависят от квалификации специалиста.

Современное эхокардиографическое исследование должно включать, помимо В- и М- режимов, цветовой доплер, импульсноволновой доплер и непрерывноволновой доплер. При наличии патологии, только непрерывноволновой доплер позволит измерить высокоскоростные патологические потоки, провести все необходимые расчеты и измерения, оценить гемодинамику.

Объем получаемой информации зависит от возможности датчика. Внутрисосудистые датчики применяются параллельно с ангиографическим исследованием, используются кардиохирургами. Чреспищеводные датчики могут быть моноплановыми, биплановыми и мультиплановыми.

Современные технологии (тканевой доплер, контрасты) позволяют во много раз повысить информативность исследования, особенно, у больных с патологией миокарда.

За рубежом широко развиваются программы работ с эхоконтрастами, однако, в нашей стране это направление в ультразвуке представлено недостаточно.

Что такое трехмерное УЗИ?



Кто в наши дни не знает что такое ультразвуковое исследование (УЗИ)? Данный метод диагностики широко распространен и применяется для выявления заболеваний внутренних органов, щитовидной и молочных желез, гинекологических и урологических заболеваний. Метод основан на отражении ультразвуковой волны от тканей организма, улавливании прибором отраженного сигнала и получении на экране плоскостного изображения органов, через которые прошел ультразвук. Специалисты шутят - "Ультразвук - это третий глаз врача, смотрящий внутрь человеческого тела". Особое место ультразвук занимает в акушерстве. Именно он дал возможность акушерам-гинекологам наблюдать за внутриутробным развитием плода и принимать экстренные меры при малейших отклонениях от нормы. Обычно, при нормальном течении беременности, проводится три плановых ультразвуковых исследования (по одному в каждом триместре: при сроках 10-14 недель, 20-24 недели, 36-38 недель). Но, при наличии клинических показаний УЗИ может проводиться в любые сроки беременности с той периодичностью, с которой назначит доктор, наблюдающий данную женщину.



В первом триместре УЗИ необходимо для установки срока беременности, при подозрении на угрозу выкидыша или внематочную беременность. При сроке 10-12 недель можно определить правильность формирования костного скелета плода, выявить грубую патологию головного мозга и других органов.



На 18-20 неделе возможно достоверное определение пола плода. Срок 20-24 недели является очень важным для оценки всех внутренних органов плода и выявления большинства существующих врожденных пороков развития. В последнем, третьем триместре оценивается плацента, положение плода, его функциональное состояние, вес, рост, соответствие размеров сроку беременности. Традиционное двухмерное УЗИ дает результаты высокой точности, однако, они понятны только специалисту.

Как известно, технический прогресс не стоит на месте. Современные компьютеры, на которых базируются ультразвуковые сканеры последнего поколения, позволили анализировать бесконечное множество отраженных сигналов в секунду в разных плоскостях и формировать на экране истинную объемную картину исследуемых органов. Так появился новый метод диагностики - трехмерный ультразвук.



Конечно же, это в первую очередь получило свое применение в акушерской практике. Зарождение человеческой жизни - великое таинство природы. Но, все-таки, гораздо спокойнее, когда знаешь, что происходит внутри тебя. С помощью трехмерного УЗИ будущая мама может увидеть изображение своего ребенка, близкое к фотографии, и получить видеозапись его движений в реальном времени. Данное исследование можно пройти несколько раз в ходе беременности и пронаблюдать основные этапы формирования плода.

Удовольствию женщины не будет предела, тем более что трехмерное, так же как и обычное двухмерное ультразвуковое обследование, является абсолютно безвредной процедурой, так как используются аналогичные датчики с такой же частотой ультразвука. Рекомендуемые сроки для трехмерного УЗИ - от 12 до 32 недель беременности. На более поздних сроках визуализация лица плода может быть затруднена и зависит от его положения в полости матки.

Что же увидит будущая мама на мониторе прибора в ходе такого исследования?



Трехмерное УЗИ позволяет получить объемное изображение эмбриона на таком маленьком сроке беременности, когда его длина составляет всего 15 мм. К 8-ой неделе беременности можно различить голову и туловище, формирующиеся конечности. В этом сроке отчетливо визуализируются двойни.

К 12-ой неделе можно увидеть уже сформировавшееся тело плода: голову, туловище, руки, ноги, глаза, нос, рот, уши. На экране виден плод целиком, причем рассмотреть его можно со всех сторон. В 20 недель возможно уже различить каждый пальчик. К 5 месяцам плод заметно вырос, он двигается, совершая координированные движения, принимает различные позы, сосет пальчик, закрывает лицо руками. К 28 неделе у плода округляются щеки, лицо становится более сформированным, различимы губы, нос. Он может почесать ухо, сложить кулачки, зевнуть, состроить гримасу, улыбнуться. И это все будущая мама видит на экране в реальном времени.

Благодаря трехмерному ультразвуку врачи могут оценить различные части тела плода в трех проекциях одновременно, что очень важно для выявления пороков развития. Кроме того, данная методика помогает в определении пола ребенка, когда визуализация области промежности затруднена положением плода в полости матки.



Трехмерный ультразвук - это новый инструмент в руках специалиста и несомненное удовольствие женщины, которая может увидеть своего будущего ребенка.

В заключение хочется добавить, что метод трехмерного ультразвука широко используется в мировой практике около 5 лет. В нашей стране он только начинает внедряться в медицинскую практику по причине очень высокой стоимости данного оборудования. Но уже сегодня есть клиники, в которых ежедневно проводятся десятки таких исследований.

С каким трепетом каждая беременная ждет очередного ультразвукового исследования! Она хочет увидеть малыша, узнать, хорошо ли ему в утробе, разглядеть ручки и ножки, посмотреть, бьется ли сердечко. Но ожидание чуда часто не оправдывается. Во время исследования будущая мама видит экран с черно-белыми точечками и палочками, а в конце исследования - заключение на бумаге с непонятными цифрами и фразами. Давайте разберемся, что же написано в этом заключении.

Сначала о том, когда и зачем будущей маме нужно ходить на исследования.

Показания для ультразвукового исследования можно разделить на скрининговые и селективные. Скрининг - это осмотр всех без исключения беременных в определенные сроки.

Эти исследования проводятся в первую очередь для того, чтобы выявить, нет ли пороков развития у плода. Во время обследования плод измеряют, определяют, соответствуют ли размеры плода предполагаемому сроку беременности, осматривают матку, плаценту. Такие скрининговые исследования принято проводить 3-4 раза в течение беременности: в 10-14 недель, в 20-24 недели, в 30-32 недели и в конце беременности - в 36-37 недель.

Селективные исследования проводят при подозрении на какое-либо неблагополучие или осложнение. Поскольку необходимость таких исследований продиктована подозрением на патологию, то их количество не ограничено. В некоторых случаях УЗИ производят 2-3 раза в неделю.

Причины кардиалгии - болей, симулирующих боли в сердце

Наиболее частой причиной кардиалгии у людей молодого возраста является переутомление, стресс и гипокалиемия (недостаток калия). Иногда у данной категории больных можно наблюдать незначительное пролабирование онования передней створки митрального клапана в полость левого предсердия, что является вариантом нормы для молодых людей и детей (рис. 1). Данный пролапс нельзя путать с патологическим, когда имеются органические изменения створок (например, при миксоматозной дегенерации - рис. 2).



Рис. 1. Незначительный пролапс передней створки митрального клапана (вариант нормы).



Рис. 2. Миксоматозная дегенерация створок митрального клапана.

Провести дифференциальный диагноз можно на приеме у кардиолога или терапевта. Как правило, после беседы с пациентом и аускультации доктор назначает ЭКГ и ЭхоКГ исследование. При подозрении на нарушение электролитного баланса рекомендуется биохимическое исследование крови.

У больных с хронической патологией сердца, например, ревматическим пороком сердца, врожденным пороком сердца, протезированным клапаном сердца и т.д. эхокардиография проводится 1 раз в год или 1 раз в 2 года. Эхокардиография позволяет оценить состояние и структуру клапанов сердца, степень порока, состояние протеза, систолическую функцию желудочков сердца, состояние стенок аорты, степень легочной гипертензии, состояние плевральных полостей и перикарда и т.д. (рис. 3 и 4). В ряде случаев больные обращаются с целью уточнения степени или характера порока.

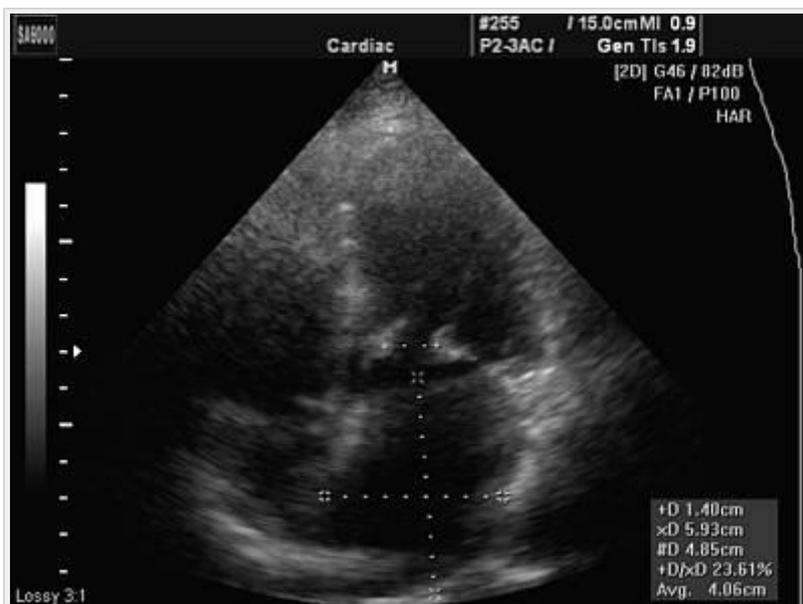


Рис. 3. Ревматический порок сердца - стеноз митрального клапана.



Рис. 4. Врожденный порок сердца - дефект межпредсердной перегородки. Дилатация правых камер сердца, шунтирование крови через дефект в режиме цветового доплера.

Пациенты с впервые возникшими жалобами на боли в области сердца и с клиническими проявлениями сердечной недостаточности являются наиболее серьезной группой обследованных и зачастую требуют более детального обследования (например - коронароангиографию) или консультацию кардиохирурга или сосудистого хирурга (рис. 5).

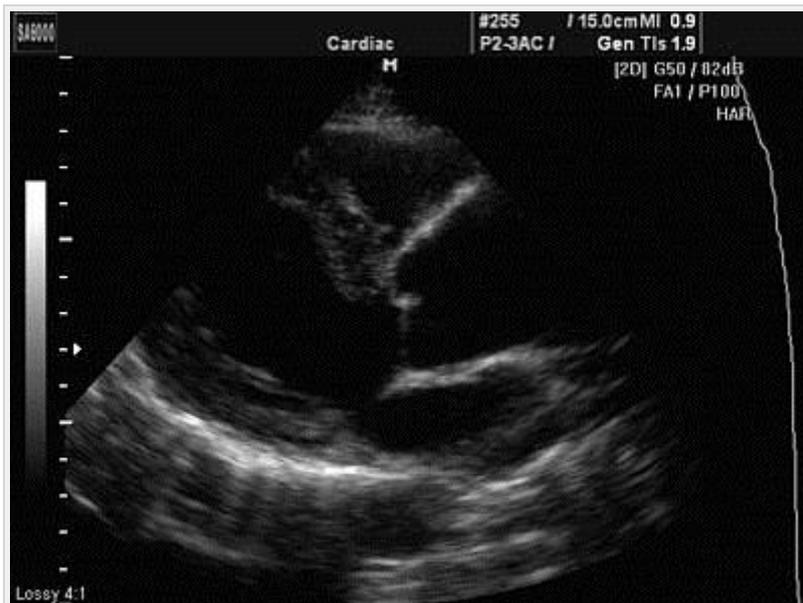


Рис. 5. Аневризма восходящего отдела аорты.

Причины развития сердечной недостаточности разнообразны. Методика эхокардиографии позволяет приблизить верификацию диагноза, а в ряде случаев и установить точный диагноз.

Шумы в области сердца

Одна из наиболее частых причин направления на эхокардиографическое исследование - наличие шума в области сердца. В "доэхокардиографическую" эру было в ряде случаев сложно отличить нормальный функциональный шум от патологического. Попробуем перечислить причины наиболее часто встречающихся нормальных функциональных шумов в области сердца. Особенно хорошо они прослушиваются у детей, подростков и худых людей.

Дополнительная хорда в полостях желудочков (фальш - хорда или ложная хорда) - нитчатая структура, располагающаяся в полости левого или правого желудочка. Располагается между межжелудочковой перегородкой (МЖП) и стенкой сердца, головкой папиллярной мышцы и стенкой и т.д. Основание дополнительной хорды не утолщается в систолу. Число хорд может быть различным. Встречается в 98% случаев (рис. 5).

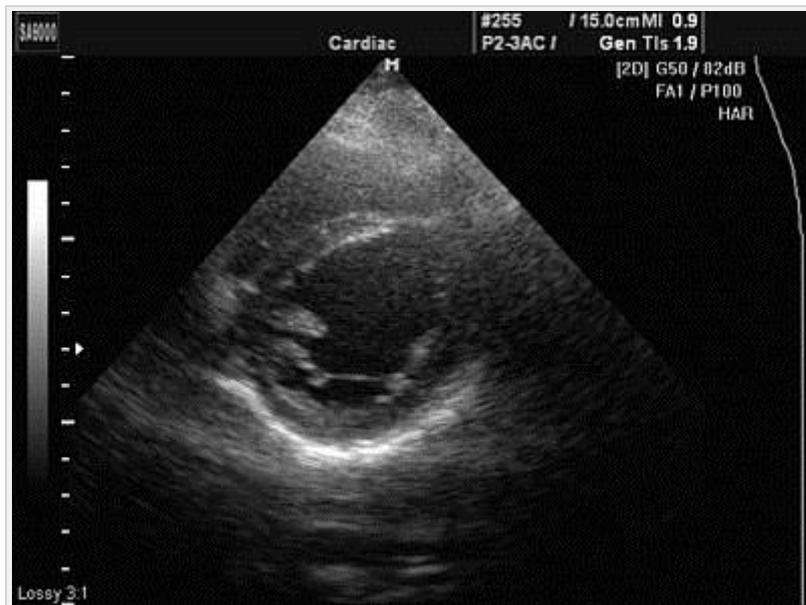


Рис. 6. Малая аномалия развития - дополнительная хорда в полости левого желудочка (вариант нормы).

Дополнительная мышечная трабекула в полости желудочков (фальш - трабекула) - мышечная структура, располагающаяся в полости левого или правого желудочка. Часто расположена параллельно межжелудочковой перегородке или поперечно между стенками желудочка. Основание дополнительной мышечной трабекулы утолщается в систолу. Встречается в 85% случаев (рис. 7).

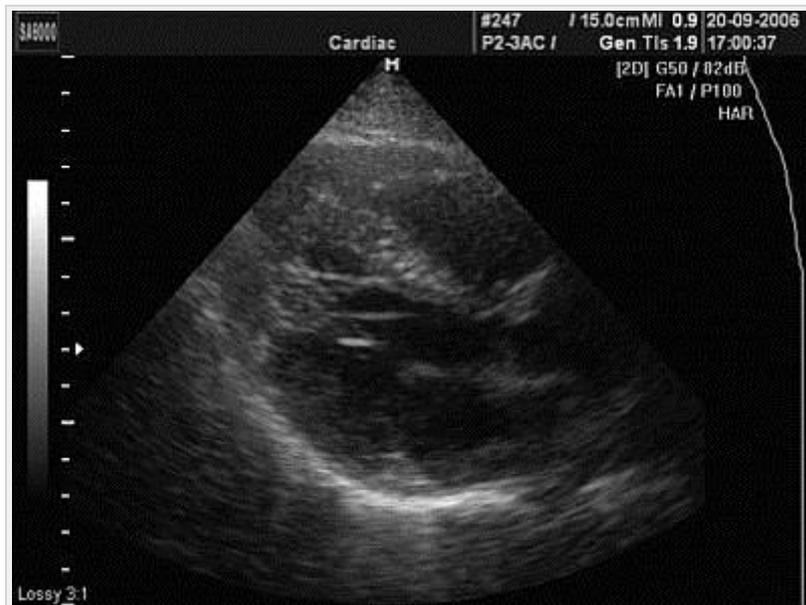


Рис. 7. Малая аномалия развития - дополнительная мышечная трабекула в полости левого желудочка и две дополнительные хорды (вариант нормы).

Евстахийев клапан нижней полой вены - рудиментарный клапан. Не играет никакой роли в гемодинамике сердца. Встречается в 20% случаев.

Сеть Хиари - рудимент, продолжение Евстахиева клапана нижней полой вены в коронарный синус. Встречается в 2% случаев.

Аневризма межпредсердной перегородки

Аневризма межпредсердной перегородки (МПП) - врожденная особенность развития межпредсердной перегородки. Мембрана овальной ямки удлинена и выбухает в сторону (рис. 8). Существует ряд типов аневризмы межпредсердной перегородки:

тип L - выбухание мембраны овальной ямки в сторону левого предсердия.

тип R - выбухание в сторону правого предсердия (рис. 9).

Тип R - L - выбухание вправо и затем влево.

Тип L - R - выбухание влево и затем вправо - встречается в 5% случаев.



Рис. 8. Аневризма межпредсердной перегородки.

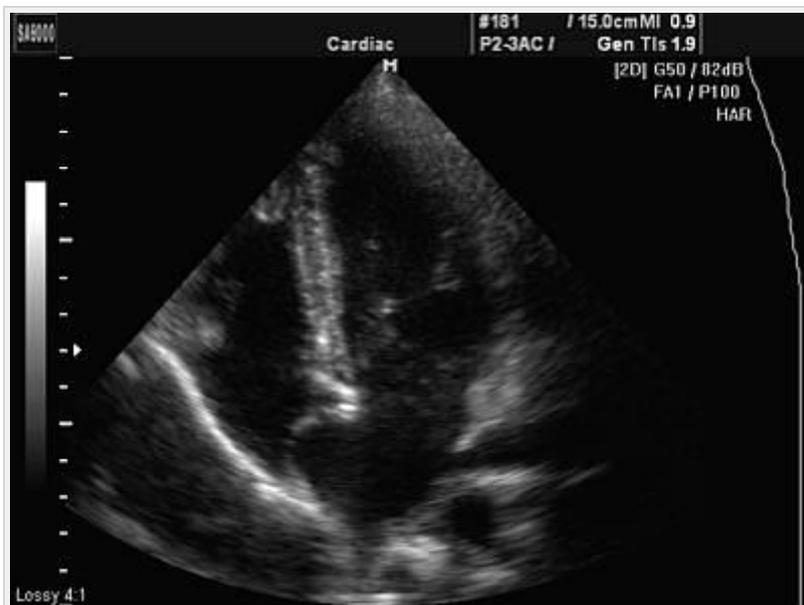


Рис. 9. Аневризма межпредсердной перегородки - тип R.

В случае, если аневризма имеет очень большие размеры и значительно вдаётся в полость предсердия, она может расцениваться как врожденный порок межпредсердной перегородки (крайне редко встречается). При наличии дефекта межпредсердной перегородки в области аневризмы межпредсердной перегородки ситуация расценивается как врожденный порок сердца.

Аневризма мембранозной части межжелудочковой перегородки - встречается редко (0,5 - 1 % случаев).

Добавочные головки папиллярных мышц - число их может быть различно и по данным анатомов может достигать 16, размеры головок также различные. Чем больше папиллярных мышц в полости желудочка, тем больше хорд от них отходит.

Незаращение овального окна - вариант развития мембраны овальной ямки, встречается у 25 % людей. Клапан мембраны овальной ямки прикрывает овальное окно. Шунтирование крови отсутствует но может возникнуть в ряде ситуаций (например, при резком повышении давления в полости левого или правого предсердий).

Открытое овальное окно - встречается реже (1 - 2 % людей). В настоящее время в **педиатрической практике** происходит гипердиагностика открытого овального окна. Шунтирование крови при этом происходит слева направо, носит непостоянный характер, объем шунта небольшой. Отсутствует легочная гипертензия и дилатация правых камер. Цветовой доплер позволяет уточнить наличие или отсутствие открытого овального окна. Данные пациенты требуют наблюдения 1 раз в 2 -3 года.

Противопоказания для дайвинга

Единственным противопоказанием для людей с открытым овальным окном является занятие дайвингом (подводным плаванием). В любом случае - собираетесь ли Вы в Египет или Таиланд и хотите окунуться в чарующий мир морского дна, или проводите время в городе, не поленитесь сходить к кардиологу и пройдите эхокардиографическое исследование. Это позволит избежать трагических последствий.

VI Часть

Томографы и их применение для диагностики

Древняя латинская поговорка гласит: "Diagnosis cetra - ullae therapiae fundamentum" ("Достоверный диагноз - основа любого лечения"). На протяжении многих веков усилия врачей были направлены на решение труднейшей задачи - улучшение распознавания заболеваний человека.

Потребность в методе, который позволил бы заглянуть внутрь человеческого тела, не повреждая его, была огромной, хотя и не всегда осознанной. Ведь все сведения, касающиеся нормальной и патологической анатомии человека, были основаны только на изучении трупов. После того, как в Европе стали широко изучаться вскрытия трупов, врачи смогли изучить строение органов человека, а также изменения, которые они претерпевают при тех или иных заболеваниях.

Какую огромную пользу принес бы непосредственный осмотр человеческого организма, если бы он стал вдруг "прозрачным"! И вряд ли кто-нибудь из ученых прошлого мог предположить, что эта мечта вполне осуществима.

Потребность увидеть не оболочку, а структуру организма живого человека, его анатомию и физиологию была столь насущной, что, когда чудесные лучи, позволявшие осуществить это на практике, были наконец открыты, обычно консервативные и часто недоверчивые к новшествам врачи почти сразу поняли, что в медицине наступила новая эра.

Уже в первые дни и недели после того, как стало известно о существовании и свойствах

этих лучей, врачи различных стран начали применять их для исследования важнейших органов и систем человеческого тела. В течение первого же года появились сотни научных сообщений в печати, посвященных результатам таких исследований.

Количество сообщений в последующие годы нарастало. Выяснялись все новые возможности рентгенологического метода. Появились первые книги, посвященные этому методу. Вскоре эта литература стала необозримой.

В 1946 г. известный советский клиницист и организатор здравоохранения Н.Н.Приоров на заседании, посвященном 50-летию рентгенологии, говорил: "Что стало бы сегодня с физиатрией и урологией, гинекологией и отоларингологией, неврологией и онкологией, хирургией и ортопедией, офтальмологией и травматологией, если бы лишить их того, что дала рентгенология в области диагностики и лечения?"

Но процесс науки и техники неудержим. Не успели врачи полностью освоить возможности рентгеновских лучей в диагностике, как появились другие методы, позволяющие получить изображение внутренних органов человека, дополняющие данные рентгенологического исследования. К ним относятся радионуклеидное и ультразвуковое исследования, тепловидение, ядерно-магнитный резонанс, фотонная эмиссия и некоторые другие методы, еще не получившие широкого распространения.

Эти способы основаны на использовании близких по своей природе волновых колебаний, для проникновения которых ткани человеческого тела не являются непреодолимым препятствием. Они объединяются и тем, что в результате взаимодействия волновых колебаний с органами и тканями организма на различных приемниках - экране, пленке, бумаге и др. - возникают их изображения, расшифровка которых позволяет судить о состоянии различных анатомических образований.

Такими образом, все указанные методы принципиально близки рентгенодиагностике как по своей природе, так и по характеру конечного результата их применения.

Внедрение в практику этих методов (наряду с рентгенологией) привело к возникновению новой обширной медицинской дисциплины, получившей за рубежом название диагностической радиологии (от латинского *radius* - луч), а у нас - лучевой диагностики.

Возможности этой дисциплины в распознавании заболеваний человека весьма велики. Ей доступны практически все органы и системы человека, все анатомические образования, размеры которых выше микроскопических.

В отличие от классических медицинских методик (пальпации, перкуссии, аускультации) основным анализатором информации, получаемой способами лучевой диагностики, является орган зрения, при помощи которого мы получаем около 90% сведений об окружающем мире, и притом наиболее достоверных. Когда широкая сеть медицинских учреждений будет оснащена высококачественной аппаратурой, позволяющей использовать все возможности лучевой диагностики, а врачи, работающие в этих учреждениях, будут обучены обращению с этой сложной аппаратурой и, главное, полноценной расшифровке получаемых с ее помощью изображений, диагностика основных заболеваний человека станет более ранней и достоверной не только в крупных научно-исследовательских и клинических центрах, но и на передовом крае нашего здравоохранения - в поликлиниках и районных больницах. В этих учреждениях работает основная масса врачей. Именно сюда обращается подавляющее большинство больных при возникновении каких-либо тревожных симптомов. От уровня работы именно этих лечебно-диагностических учреждений в конечном итоге зависит ранняя и своевременная диагностика, а следовательно во многом и результаты лечения подавляющего большинства

болезней.

Появление компьютерных томографов

Первые математические алгоритмы для КТ были разработаны в 1917 г. австрийским математиком И. Радон. Физической основой метода является экспоненциальный закон ослабления излучения, который справедлив для чисто поглощающих сред. В рентгеновском диапазоне излучения экспоненциальный закон выполняется с высокой степенью точности, поэтому разработанные математические алгоритмы были впервые применены именно для рентгеновской компьютерной томографии.

В 1963 г. американский физик А. Кормак повторно (но отличным от Радона способом) решил задачу томографического восстановления, а в 1969 году английский инженер-физик Г. Хаунсфилдом из фирмы EMI Ltd. сконструировал «ЭМИ-сканер» (EMI-scanner) — первый компьютерный рентгеновский томограф, чьи клинические испытания прошли в 1972 году. В 1979 году Кормак и Хаунсфилд «за разработку компьютерной томографии» были удостоены Нобелевской премии по физиологии и медицине.

Основы компьютерной томографии.

При КТ рентгеновскими лучами экспонируются только тонкие срезы ткани. Отсутствует мешающее наложение или размывание структур, расположенных вне выбранных срезов. В результате разрешение по контрастности значительно превышает характеристики проекционных рентгеновских технологий. Технические разработки в области КТ меняются от производителя к производителю; существует уже несколько поколений КТ. Номер поколения (первое, второе, третье, четвертое и т.д.) связан с типом конструкции системы "трубка-детектор". Трубка испускает тонкий, коллимированный, веерообразный пучок рентгеновских лучей, перпендикулярный длинной оси тела. Этот пучок может быть достаточно широким и охватывать весь диаметр тела. Регулировкой коллимации можно менять его толщину, например от 1 до 10 мм. Соответственно варьирует и толщина исследуемого среза ткани. Пропускаемый через пациента пучок рентгеновских лучей фиксируется не пленкой, а системой специальных детекторов. В качестве детекторов используются либо кристаллы различных химических соединений (например, йодид натрия), либо полые камеры, наполненные сжатым ксеноном. Рентгеновские фотоны генерируют в детекторах электрические сигналы. Чем сильнее интенсивность достигшего детектора первичного луча, тем сильнее электрический сигнал. Фиксируя интенсивность пропущенного излучения можно рассчитать ослабление первичного луча. КТ-детекторы примерно 100 раз чувствительнее рентгеновской пленки при определении различий в интенсивности излучения; таким образом, они точно так же чувствительнее и при определении различий в ослаблении.

Физические и технические основы томографии.

Принципы образования послойного изображения

При выполнении обычной рентгенограммы три компонента - пленка, объект и рентгеновская трубка - остаются в покое. Томографический эффект можно получить при следующих комбинациях: 1) неподвижный объект и движущиеся источник (рентгеновская трубка) и приемник (рентгенографическая пленка, селеновая пластина, кристаллический детектор и т.п.) излучения; 2) неподвижный источник излучения и движущиеся объект и приемник излучения; 3) неподвижный приемник излучения и движущиеся объект и источник излучения. Наиболее распространены томографы с синхронным перемещением трубки и пленки в противоположных направлениях при неподвижном объекте исследования.

Рентгеновский излучатель и кассетодержатель с приемником излучения (рентгеновская пленка, селеновая пластина) соединяют жестко с помощью металлического рычага. Ось вращения рычага (перемещения трубки и пленки) находится над уровнем стола и ее можно произвольно перемещать.

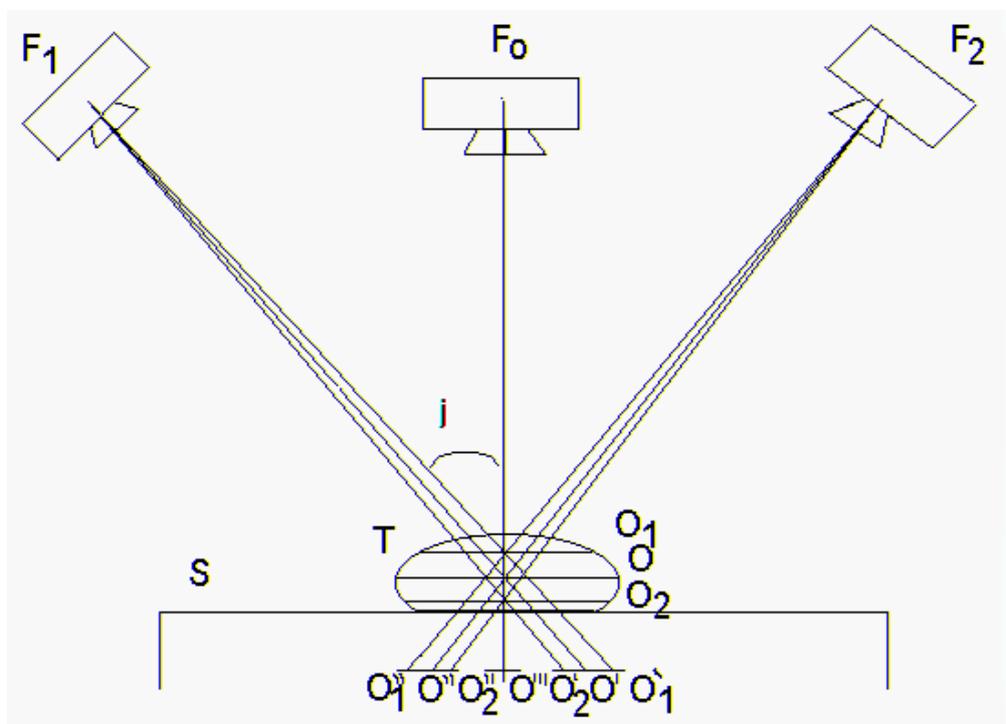


Рис.1 Принцип образования послойного изображения.

F_0, F_1, F_2 -нулевое, исходное и конечное положение фокуса рентгеновской трубки; j - $1/2$ угла поворота трубки; S -поверхность стола; T -объект исследования; O -точка выделяемого слоя; O_1, O_2 -точки, находящиеся выше и ниже выделяемого слоя; O', O'' -проекция точки O на пленку при исходном и конечном положениях фокуса рентгеновской трубки; O_1', O_1'' -проекция точки O_1 на пленку при тех же положениях фокуса трубки; O_2', O_2'' -проекция точки O_2 при тех же положениях фокуса трубки; O''' -проекция всех точек на пленку при нулевом положении рентгеновской трубки. Как показано на рис.1, при перемещении трубки из положения F_1 в положение F_2 , проекция точки O , которая соответствует оси вращения рычага, будет постоянно находиться в одном и том же месте пленки. Проекция точки O неподвижна относительно пленки и, следовательно, ее изображение будет четким. Проекция точек O_1 и O_2 , находящиеся вне выделяемого слоя, с перемещением трубки и пленки меняют свое положение на пленке и, следовательно, их изображение будет нечетким, размазанным. Доказано, что геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось окончания системы. На томограмме, таким образом, будут четкими изображения всех точек, находящихся в плоскости на уровне оси вращения системы, то есть в выделяемом томографическом слое.

На рисунке показано перемещение трубки и пленки по траектории прямая-прямая, то есть по параллельным прямолинейным направляющим. Такие томографы, имеющие самую простую конструкцию, получили наибольшее распространение. В томографах с траекториями дуга-дуга, дуга-прямая геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельные плоскости пленки и проходящая через ось качания системы; выделяется слой также плоской формы. Из-за более сложной конструкции эти томографы получили меньшее распространение.

Описанные выше аппараты относятся к линейным томографам (с линейными траекториями), так как проекции траекторий движения системы трубка-пленка на выделяемую плоскость имеют вид прямой линии, а тени размазывания имеют прямолинейную форму.

За угол поворота (качания) трубки $2j$ в таких томографах принимают угол ее поворота из одного крайнего положения в другое; перемещение трубки от нулевого положения равно j .

В томографах с нелинейным размазыванием перемещение системы трубка - пленка происходит по криволинейным траекториям - кругу, эллипсу, гипоциклоиде, спирали. При этом отношение расстояний фокус трубки - центр вращения и центр вращения - пленка сохраняется постоянным. И в этих случаях доказано, что геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось качания системы. Размазывание изображения точек объекта, лежащих вне выделяемой плоскости, происходит по соответствующим кривым траекториям движения системы. Размазываемые изображения повторяют на пленке траекторию перемещения фокуса рентгеновской трубки.

При симультанной (многослойной) томографии в один прием (одно перемещение трубки и пленки в противоположных направлениях) получают несколько томограмм благодаря расположению в одной кассете нескольких пленок, расположенных на некотором расстоянии друг от друга. Проекция изображения первого слоя, находящегося на оси вращения системы (избранной высоте слоя), получается на верхней пленке. Геометрически доказано, что на последующих пленках получают свое изображение нижележащие параллельные к оси движения системы слои, расстояния между которыми примерно равны расстояниям между пленками. Основным недостатком продольной томографии является то, что расплывчатые изображения выше- и нижележащих плоскостей с нежелательной информацией уменьшают естественную контрастность. Вследствии этого восприятие в выделяемом слое тканей с невысокой контрастностью ухудшается.

Указанного недостатка лишена аксиальная компьютерная рентгеновская томография. Это объясняется тем, что строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача. При этом регистрация рассеянного излучения сведена к минимуму, что значительно улучшает визуализацию тканей, особенно мало контрастных. Снижение регистрации рассеянного излучения при компьютерной томографии осуществляется коллиматорами, один из которых расположен на выходе рентгеновского пучка из трубки, другой - перед сборкой детекторов.

Известно, что при одинаковой энергии рентгеновского излучения материал с большей относительной молекулярной массой будет поглощать рентгеновское излучение в большей степени, чем вещество с меньшей относительной молекулярной массой. Подобное ослабление рентгеновского пучка может быть легко зафиксировано. Однако на практике мы имеем дело с совершенно неоднородным объектом - телом человека. Поэтому часто случается, что детекторы фиксируют несколько рентгеновских пучков одинаковой интенсивности в то время, как они прошли через совершенно различные среды. Это наблюдается, например, при прохождении через однородный объект достаточной протяженности и неоднородный объект с такой же суммарной плотностью.

При продольной томографии разницу между плотностью отдельных участков определить невозможно, поскольку "тени" участков накладываются друг на друга. С помощью компьютерной томографии решена и эта задача, так как при вращении рентгеновской трубки вокруг тела пациента детекторы регистрируют 1,5 - 6 млн сигналов из различных точек

(проекций) и, что особенно важно, каждая точка многократно проецируется на различные окружающие точки.

При регистрации ослабленного рентгеновского излучения на каждом детекторе возбуждается ток, соответствующий величине излучения, попадающего на детектор. В системе сбора данных ток от каждого детектора (500-2400 шт.) преобразуется в цифровой сигнал и после усиления подается в ЭВМ для обработки и хранения. Только после этого начинается собственно процесс восстановления изображения.

Восстановление изображения среза по сумме собранных проекций является чрезвычайно сложным процессом, и конечный результат представляет собой некую матрицу с относительными числами, соответствующую уровню поглощения каждой точки в отдельности.

В компьютерных томографах применяются матрицы первичного изображения 256x256, 320x320, 512x512 и 1024x1024 элементов. Качество изображения растет при увеличении числа детекторов, увеличении количества регистрируемых проекций за один оборот трубки и при увеличении первичной матрицы. Увеличение количества регистрируемых проекций ведет к повышению лучевой нагрузки, применение большей первичной матрицы - к увеличению времени обработки среза или необходимости устанавливать дополнительные специальные процессоры видеоизображения.

Получение компьютерной томограммы.

Получение компьютерной томограммы (среза) на выбранном уровне основывается на выполнении следующих операций: 1) формирование требуемой ширины рентгеновского луча (коллимирование); 2) сканирование пучком рентгеновского излучения, осуществляемого движением (вращательным и поступательным) вокруг неподвижного объекта устройства «излучатель - детекторы»; 3) измерение излучения и определение его ослабления с последующим преобразованием результатов в цифровую форму; 4) машинный (компьютерный) синтез томограммы по совокупности данных измерения, относящихся к выбранному слою; 5) построение изображения исследуемого слоя на экране видеомонитора (дисплея). Пример рентгеновской компьютерной томограммы на рис. 9.



Рис. 2 РКТ верхнечелюстных пазух. Сверхкомплектный зуб в левой гайморовой пазухе.

Строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача (рис. 10). При этом регистрация рассеянного излучения сведена к минимуму, что значительно улучшает визуализацию тканей, особенно мало контрастных. Снижение регистрации рассеянного излучения при компьютерной томографии осуществляется коллиматорами, один из которых расположен на выходе рентгеновского пучка из трубки, другой - перед сборкой детекторов.

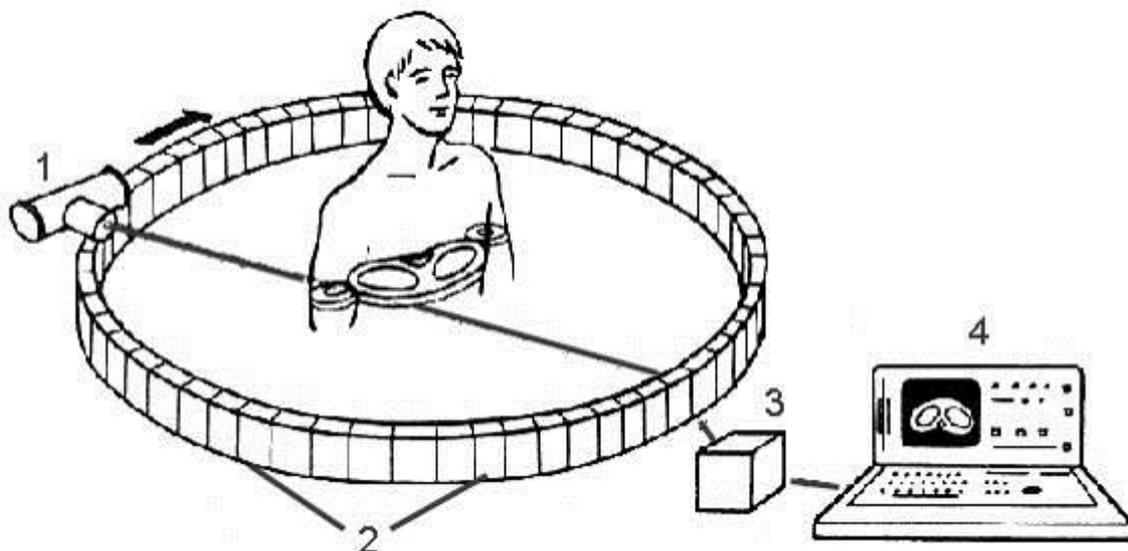


Рис. 3. Схема рентгеновской компьютерной томографии. 1 – излучатель; 2 – круговой ячеистый детектор; 3 – компьютер; 4 – система получения изображения.

Известно, что при одинаковой энергии рентгеновского излучения материал с большей относительной молекулярной массой будет поглощать рентгеновское излучение в большей степени, чем вещество с меньшей относительной молекулярной массой. Подобное ослабление рентгеновского пучка может быть легко зафиксировано. Однако на практике мы имеем дело с совершенно неоднородным объектом - телом человека. Поэтому часто случается, что детекторы фиксируют несколько рентгеновских пучков одинаковой интенсивности в то время, как они прошли через совершенно различные среды. Это наблюдается, например, при прохождении через однородный объект достаточной протяженности и неоднородный объект с такой же суммарной плотностью. При вращении рентгеновской трубки вокруг тела пациента детекторы регистрируют 1,5 - 6 млн. сигналов из различных точек (проекций) и, что особенно важно, каждая точка многократно проецируется на различные окружающие точки. При регистрации ослабленного рентгеновского излучения на каждом детекторе возбуждается ток, соответствующий величине излучения, попадающего на детектор. В системе сбора данных ток от каждого детектора преобразуется в цифровой сигнал и после усиления подается в ЭВМ для обработки и хранения. Только после этого начинается собственно процесс восстановления изображения.

Восстановление изображения среза по сумме собранных проекций является чрезвычайно сложным процессом, и конечный результат представляет собой некую матрицу с относительными числами, соответствующую уровню поглощения каждой точки в отдельности.

В компьютерных томографах применяются матрицы первичного изображения 256x256, 320x320, 512x512 и 1024x1024 элементов. Качество изображения растет при увеличении числа детекторов, увеличении количества регистрируемых проекций за один оборот трубки и при увеличении первичной матрицы. Увеличение количества регистрируемых проекций ведет к

повышению лучевой нагрузки, применение большей первичной матрицы - к увеличению времени обработки среза или необходимости устанавливать дополнительные специальные процессоры видеоизображения. За одно сканирование получают два соприкасающихся между собой среза толщиной 10 мм каждый. Картина среза восстанавливается на матрице размером 160x160. Полученные коэффициенты поглощения выражают в относительных единицах шкалы, нижняя граница которой (-1000 ед.Н.) (ед.Н. - единицы Хаунсфильда или числа компьютерной томографии) соответствует ослаблению рентгеновских лучей в воздухе, верхняя (+1000 ед.Н.) - ослаблению в костях, а за ноль принимается коэффициент поглощения воды. Различные ткани мозга и жидкие среды имеют разные по величине коэффициенты поглощения. Например, коэффициент поглощения жира находится в пределах от -100 до 0 ед.Н., спинно-мозговой жидкости - от 2 до 16 ед.Н., крови - от 28 до 62 ед.Н. Это обеспечивает возможность получать на компьютерных томограммах основные структуры органов и многие патологические процессы в них. Чувствительность системы в улавливании перепада рентгеновской плотности в обычном режиме исследования не превышает 5 ед.Н., что составляет 0,5%. На экране дисплея высоким значениям плотности (например, кости) соответствует светлые участки, низким - темные. Градационная способность экрана составляет 15-16 полутоновых ступеней, различаемые человеческим глазом. На каждую ступень, таким образом, приходится около 130 ед.Н.

Известно, что качество визуализации анатомических образований и очагов поражения зависит в основном от двух факторов: размера матрицы, на которой строится томограмма, и перепада показателей поглощения. Величина матрицы может оказывать существенное влияние на точность диагностики. Так, количество ошибочных диагнозов при анализе томограмм на матрице 80x80 клеток составляло 27%, а при работе на матрице 160x160 - уменьшилось до 11%.

Компьютерный томограф обладает двумя видами разрешающей способности: *пространственной* и по *перепаду плотности*. Первый тип определяется размером клетки матрицы (обычно - 1,5x1,5 мм), второй равен 5 ед.Н. (0,5%). Обычная рентгенография позволяет уловить минимальную разницу по плотности между соседними участками в 10-20%. Однако при очень значительном перепаде плотностей рядом расположенных структур возникают специфические для данного метода условия, снижающие его разрешающую способность, так как при построении изображения в этих случаях происходит математическое усреднение и при этом очаги небольших размеров могут быть не обнаружены. Чаще это происходит при небольших зонах пониженной плотности, расположенных вблизи массивных костных структур (пирамиды височных костей) или костей свода черепа. Важным условием для обеспечения проведения компьютерной томографии является неподвижное положение пациента, ибо движение во время исследования приводят к возникновению артефактов - наводок: полос темного цвета от образований с низким коэффициентом поглощения (воздух) и белых полос от структур с высоким КП (кость, металлические хирургические клипсы), что также снижает диагностические возможности.

Недавно появившаяся новая концепция сканирования, названная спиральной КТ, значительно увеличила эффективность в плане скорости исследования выбранной анатомической области.

Спиральная компьютерная томография.

Первой идею спирального сканирования запатентовала японская фирма TOSHIBA в 1986 году. Т. Katakura с соавторами выполнили первое клиническое исследование на спиральном КТ в 1989 году. Внедрение в 1989 году в медицинскую практику новой методики КТ-спиральной томографии явилось крупнейшим достижением за 20 лет ее существования, открыло принципиально новые возможности в диагностике целого ряда патологических состояний. Как известно, в обычной КТ однократное сканирование дает изображение одного слоя,

соответственно, цикл сканирования повторяется после очередного перемещения стола столько раз, сколько послойных изображений нужно получить. В спиральной томографии осуществляется непрерывное движение трубки вокруг исследуемой зоны при параллельном равномерном продвижении стола с пациентом в продольном направлении. Траектория движения рентгеновской трубки к продольной оси исследуемого объекта приобретает форму спирали, что и дало название методу (рис. 11).

В отличие от обычной КТ при спиральном сканировании конечная точка среза не совпадает с исходной из-за перемещения объекта во время сканирования. Быстрая ротация излучающей трубки в спиральных томографах, отсутствие интервалов между циклами излучения для продвижения стола в следующую позицию значительно сокращают время исследования. Это приводит к повышению пропускной способности кабинета, облегчает исследование больных, которые не могут длительно задерживать дыхание, долго находиться в аппарате (травматические, больные дети, пациенты в тяжелом состоянии).

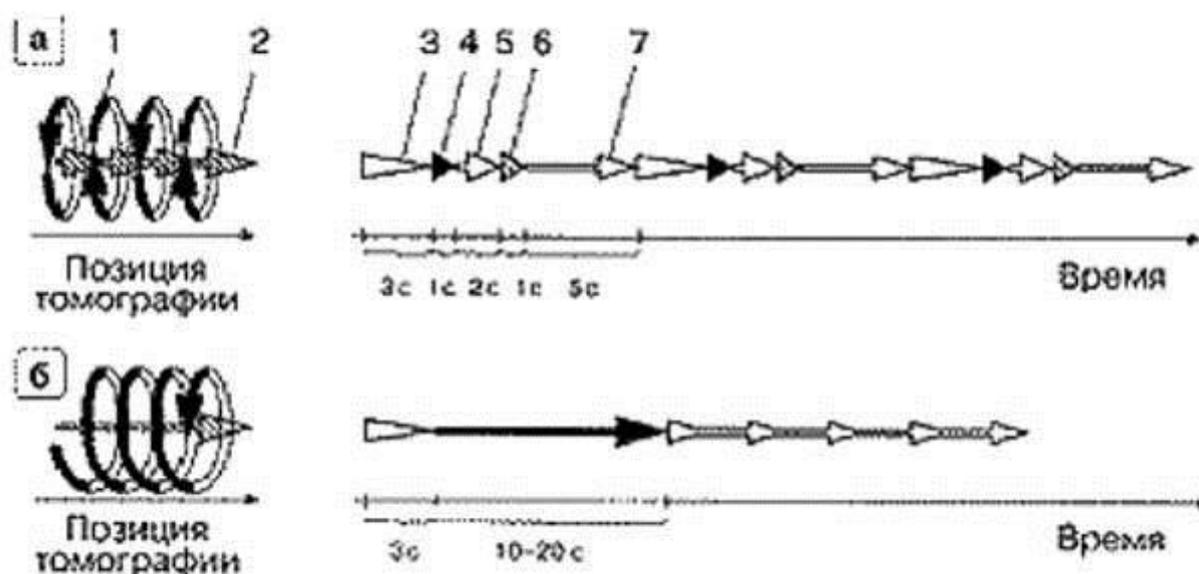


Рис. 4 (а) Схема обследования пациента на классических КТ. 1 – томография; 2 – прерывистое движение стола; 3 – команда задержки дыхания; 4 – томография; 5 – команда нормального дыхания; 6 – движение стола; 7 – реконструкция изображения.

(б) Схема обследования пациента на спиральных КТ.

Высокая скорость сканирования позволяет получать значительно более четкие изображения с меньшими артефактами от физиологических движений. Новая технология улучшила также качество изображений движущихся органов грудной клетки, брюшной полости. Снижение времени облучения делает метод КТ более безопасным для пациентов.

К преимуществам спиральной КТ необходимо отнести возможность реконструкции изображения в любой заданно. При спиральной томографии получаемые данные извлекаются из всего сканируемого объекта, что позволяет получать изображение любого зафиксированного слоя из отсканированного объема. СКТ, позволяющая исследовать весь заданный объект при однократной задержке дыхания, исключает возможность выхода (“ускользания”) патологического очага из сканируемого слоя, что обеспечивает лучшее выявление небольших очаговых образований в паренхиматозных органах.

СКТ предоставляет новые возможности мультипланарной и трехмерной реконструкции изображений, играющих все возрастающую роль в диагностике, предоперационном

планировании челюстно-лицевой деформации и травмы, повреждений позвоночника и крупных суставов. При СКТ одномоментно исследуется объект на большом протяжении (до 1 метра), что открывает новые перспективы в КТ-ангиографии, позволяя охватить сосудистое русло на значительном интервале за короткое время сканирования. Специальные программы обработки информации дают возможность получать изображения только сосудов, атеросклеротических бляшек, тромбов. СКТ-ангиография в отличие от МРТ не делает артефактов от кровотока, металлических стентов.

Другой перспективной областью использования трехмерной реконструкции изображений на основе данных, получаемых при спиральной КТ, является изучение полых органов по принципу «виртуальной эндоскопии» (рис. 12). Подобная система разработана фирмой Picker для своих высокоскоростных спиральных рентгеновских томографов Q-серии и получила название Voyager (путешественник). Сохранение высокой разрешающей способности (21,5 л.п./см) при спиральном сканировании и использование системы LAPP (система параллельных процессоров сверхвысокой вычислительной мощности и быстродействия) позволяет в данной разработке реализовать принцип «виртуальной эндоскопии» на мультимодальной, DICOM-совместимой рабочей станции Voxel Q, являющейся основной системой визуализации и последующей обработки данных на томографах фирмы Picker. Подготовка эндоскопических изображений для визуального анализа осуществляется с помощью разработанного фирмой оригинального метода 4-D Angio, позволяющего не только получать истинные трехмерные изображения анатомических структур, но и особо выделять интересующую биологическую ткань — «четвертое измерение», а также визуализировать кости, мягкие ткани и сосуды одновременно.

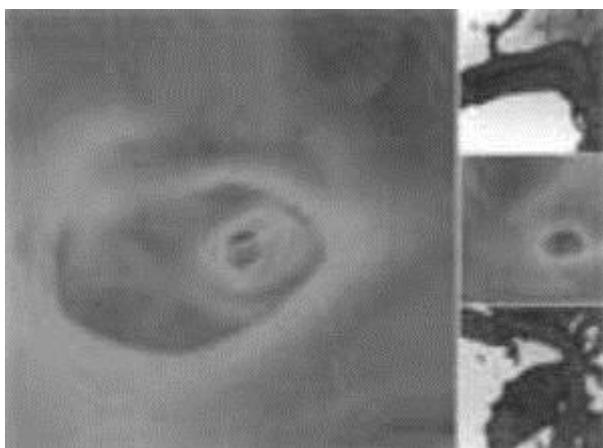


Рис. 5 Виртуальная артериограмма (вид «изнутри») средней мозговой артерии. Реконструкция данных спиральной компьютерной томографии.

Особенностью представления томографических данных в системе Voyager является одновременная визуализация поверхностей полостных образований и экстрамуральных образований, располагающихся вне просвета изучаемой полости (лимфоузлы, опухоли, сосуды). Получаемые изображения формируют естественную последовательность виртуальных эндоскопических картин. При этом специальные программы навигации автоматически определяют траекторию движения «виртуального эндоскопа» по центру изучаемой полости. Выбор траектории движения может быть осуществлен и по другим настройкам, задаваемым оператором, что позволяет уточнять детали эндоскопического изображения за счет изменения полей обзора. Возможно также рельефное изображение поверхности полости с формированием искусственных теневых участков. Сформированные последовательности эндоскопических изображений могут легко трансформироваться в стандартный VHS видеоформат с помощью

программы epi-Client и, таким образом, использоваться на обычных видеосистемах, в частности для целей телерадиологии.

Система Voyager предназначена в первую очередь для выявления больных с обструктивными процессами верхних дыхательных путей, объемными образованиями пищевода, желудка и толстой кишки, атеросклеротическими поражениями крупных сосудов, заболеваниями придаточных пазух носа, мочевого пузыря и позвоночного канала. Данные, получаемые при «виртуальной эндоскопии», позволяют заранее выбрать оптимальное место для биопсии и определить объем хирургического вмешательства. Данная методика может использоваться как самостоятельно, так и быть хорошим связующим звеном между томографическим и обычным эндоскопическим исследованиями.

СКТ предоставляет возможность получения большей диагностической информации по сравнению с обычной КТ. С помощью новой технологии практически удалось преодолеть недостатки классической конвенционной КТ такие, как стандартная толщина среза, «усреднение» полученных результатов, пропуск определенных участков исследуемой зоны из-за неточности в задержке дыхания, несовпадение направления томографии с ходом бронха, сосуда и др., что вносит определенные трудности в изучение просвета полого органа на протяжении.

Вместе с тем при СКТ увеличивается расход на рентгеновские трубки. Широкая возможность пользоваться мультипланарной и трехмерной реконструкцией предъявляет повышенные требования к рентгенологу. Сокращение времени сканирования и сбора данных не уменьшает затраты времени на реконструкцию изображения после сканирования. Следует учитывать большую трудоемкость для исследователя анализа получаемой информации. В итоге сокращение времени исследования для больного не означает сокращения времени получения результата. Для рационального, эффективного использования дорогостоящего спирального компьютерного томографа с увеличением пропускной способности его возникает необходимость установления рабочей станции для обработки получаемой информации.

Несомненно, со временем, несмотря на трудности экономического характера, спиральная компьютерная томография займет прочное место в лучевой диагностике как скоростной, высокочувствительный и специфичный метод.

Развитие современного компьютерного томографа

Современный компьютерный томограф фирмы Siemens Medical Solution

Современный компьютерный томограф представляет собой сложный программно-технический комплекс. Механические узлы и детали выполнены с высочайшей точностью. Для регистрации прошедшего через среду рентгеновского излучения используются сверхчувствительные детекторы, конструкция и материалы, применяемые при изготовлении которых постоянно совершенствуются. При изготовлении КТ томографов предъявляются самые жесткие требования к рентгеновским излучателям. Неотъемлемой частью аппарата является обширный пакет программного обеспечения, позволяющий проводить весь спектр компьютерно-томографических исследований (КТ-исследований) с оптимальными параметрами, проводить последующую обработку и анализ КТ-изображений. Как правило, стандартный пакет программного обеспечения может быть значительно расширен с помощью узкоспециализированных программ, учитывающих особенности сферы применения каждого конкретного аппарата.

Поколения компьютерных томографов: от первого до четвёртого

Прогресс КТ томографов напрямую связан с увеличением количества детекторов, то есть с увеличением числа одновременно собираемых проекций. В первом поколении КТ томографов количество детекторов равнялось 2, во втором — 30-50, в третьем — 300—500, в четвертом — 1000—5000. Во втором поколении была впервые применена веерная форма пучка рентгеновского излучения. Каждое последующее поколение компьютерных томографов имело существенно меньшее время реконструкции КТ-изображений и большую скорость вращения рентгеновской трубки, что позволило ускорить и расширить сферы диагностического применения КТ-исследований.

Спиральная компьютерная томография

Спиральная КТ используется в клинической практике с 1988 года, когда компания Siemens Medical Systems представила первый спиральный компьютерный томограф. Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника — рентгеновской трубки, генерирующей излучение, вокруг тела пациента, и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль продольной оси сканирования z через апертуру гентри. В этом случае траектория движения рентгеновской трубки, относительно оси z — направления движения стола с телом пациента, примет форму спирали.

В отличие от последовательной КТ скорость движения стола с телом пациента может принимать произвольные значения, определяемые целями исследования. Чем выше скорость движения стола, тем больше протяженность области сканирования. Важно то, что скорость движения стола может быть в 1,5-2 раза больше толщины томографического слоя без ухудшения пространственного разрешения изображения.

Технология спирального сканирования позволила значительно сократить время, затрачиваемое на КТ-исследование и существенно уменьшить лучевую нагрузку на пациента.

Мультиспиральная компьютерная томография

Мультиспиральная (мультисрезовая) (МСКТ) была впервые представлена компанией Elscint Co. в 1992 году. Принципиальное отличие МСКТ томографов от спиральных томографов предыдущих поколений в том, что по окружности гентри расположены не один, а два и более ряда детекторов. Для того, чтобы рентгеновское излучение могло одновременно приниматься детекторами, расположенными на разных рядах, была разработана новая — объёмная геометрическая форма пучка. В 1992 году появились первые двухсрезовые (двухспиральные) МСКТ томографы с двумя рядами детекторов, а в 1998 году — четырёхсрезовые (четырёхспиральные), с четырьмя рядами детекторов соответственно. Кроме вышеотмеченных особенностей, было увеличено количество оборотов рентгеновской трубки с одного до двух в секунду. Таким образом, четырёхспиральные МСКТ томографы пятого поколения на сегодняшний день в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ томографы четвертого поколения. В 2004—2005 годах были представлены 32- и 64-срезовые МСКТ томографы.

Преимущества МСКТ перед обычной спиральной КТ

- улучшение временного разрешения
- улучшение пространственного разрешения вдоль продольной оси z
- увеличение скорости сканирования
- улучшение контрастного разрешения

- увеличение **отношения сигнал/шум**
- эффективное использование рентгеновской трубки
- большая зона **анатомического** покрытия
- уменьшение лучевой нагрузки на пациента

Все эти факторы значительно повышают скорость и информативность исследований.

Методики контрастного усиления позволяют различать и определять характер опухолей (новообразований) на фоне окружающих их мягких тканей в тех случаях, когда они не видны при обычном исследовании.

Основным недостатком метода остается высокая лучевая нагрузка на пациента, несмотря на то, что за время существования КТ её удалось значительно снизить.

- Улучшение временного разрешения достигается за счёт уменьшения времени исследования и количества **артефактов** из-за произвольного движения **внутренних органов** и **пульсации** крупных **сосудов**.
- Улучшение пространственного разрешения вдоль продольной оси *z*, связано с использованием тонких (1-1.5 мм) срезов и очень тонких, **субмиллиметровых** (0.5 мм) срезов. Чтобы реализовать эту возможность, разработаны два типа расположения массива детекторов в МСКТ томографах:
 - *матричные детекторы* (matrix detectors), имеющие одинаковую ширину вдоль продольной оси *z*;
 - *адаптивные детекторы* (adaptive detectors), имеющие неодинаковую ширину вдоль продольной оси *z*.

Преимущество матричного массива детекторов заключается в том, что количество детекторов в ряду можно легко увеличить для получения большего количества срезов за один оборот рентгеновской трубки. Так как в адаптивном массиве детекторов меньше количество самих элементов, то меньше и число зазоров между ними, что дает снижение лучевой нагрузки на пациента и уменьшение электронного шума. Поэтому три из четырёх мировых производителей МСКТ томографов выбрали именно этот тип.

Все вышеотмеченные нововведения не только повышают пространственное разрешение, но благодаря специально разработанным алгоритмам реконструкции позволяют значительно уменьшить количество и размеры **артефактов** (посторонних элементов) КТ-изображений. Основным преимуществом МСКТ по сравнению с односрезовой СКТ является возможность получения изотропного изображения при сканировании с субмиллиметровой толщиной среза (0,5 мм). Изотропное изображение возможно получить если грани вокселя матрицы изображения равны, то есть воксель принимает форму куба. В этом случае пространственное разрешение в поперечной плоскости *x-y* и вдоль продольной оси *z* становится одинаковым.

- Увеличение скорости сканирования достигается уменьшением времени оборота рентгеновской трубки, по сравнению с обычной спиральной КТ, в два раза — до 0,45-0,50 с.
- Улучшение контрастного разрешения достигается вследствие увеличения дозы и скорости введения контрастных средств при проведении **ангиографии** или стандартных КТ-исследований, требующих контрастного усиления. Различие между **артериальной** и **венозной** фазой введения контрастного средства прослеживается более чётко.

- Увеличение отношения сигнал/шум достигнуто благодаря конструктивным особенностям исполнения новых детекторов и используемых при этом материалов; улучшения качества исполнения **электронных** компонентов и **плат**; увеличению **тока накала** рентгеновской трубки до 400 мА при стандартных исследованиях или исследованиях **тучных** пациентов.
- Эффективное использование рентгеновской трубки достигается за счет меньшего времени работы трубки при стандартном исследовании. Конструкция рентгеновских трубок претерпела изменения для обеспечения лучшей устойчивости при больших центробежных силах, возникающих при вращении за время, равное или менее 0,5 с. Использование генераторов большей **мощности** (до 100 кВт), конструктивные особенности исполнения рентгеновских трубок, лучшее охлаждение **анода** и повышение его **теплоёмкости** до 8'000'000 единиц также позволяют продлить срок службы трубок.
- Зона **анатомического** покрытия увеличена благодаря одновременной реконструкции нескольких срезов полученных за время одного оборота рентгеновской трубки. Для МСКТ томографа зона анатомического покрытия зависит от количества каналов данных, шага спирали, толщины томографического слоя, времени сканирования и времени вращения рентгеновской трубки. Зона анатомического покрытия может быть в несколько раз больше за одно и то же время сканирования по сравнению с обычным спиральным компьютерным томографом.
- Лучевая нагрузка при мультиспиральном КТ-исследовании при сопоставимых объёмах диагностической информации меньше на 30 % по сравнению с обычным спиральным КТ-исследованием. Для этого улучшается **фильтрация спектра рентгеновского излучения** и производится оптимизация массива детекторов. Разработаны **алгоритмы**, позволяющие в реальном масштабе времени автоматически уменьшать **ток** и **напряжение** на рентгеновской трубке в зависимости от исследуемого **органа**, размеров и возраста каждого пациента.

Компьютерная томография с двумя источниками

DSCT — Dual Source Computed Tomography. Русскоязычной аббревиатуры в настоящее время нет.

В 2005 году компанией Siemens Medical Solutions представлен первый аппарат с двумя источниками рентгеновского излучения. Теоретические предпосылки к его созданию были еще в 1979 году, но технически его реализация в тот момент была невозможна.

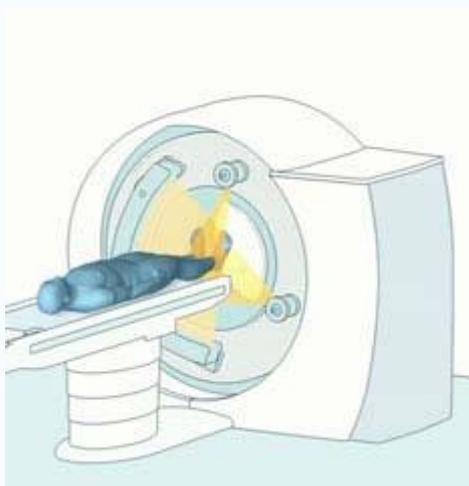


Рис. 7

Схема работы КТ с двумя источниками

По сути, он является одним из логичных продолжений технологии МСКТ. Дело в том, что при исследовании сердца (КТ-коронарография), необходимо получение изображений объектов находящихся в постоянном и быстром движении, что требует очень короткого периода сканирования. В МСКТ это достигалось синхронизацией ЭКГ и обычного исследования при быстром вращении трубки. Но минимальный промежуток времени требуемый для регистрации относительно неподвижного среза для МСКТ при времени обращения трубки равной 0,33 с (≈ 3 оборота в секунду) равен 173 мс, то есть пол периода обращения трубки. Такое временное разрешение вполне достаточно для нормальной частоты сердечных сокращений (в исследованиях показана эффективность при частотах — менее 65 ударов в минуту и около 80, с промежутком малой эффективности между этими показателями и при больших значениях). Некоторое время, пытались увеличить скорость вращения трубки в гентри томографа. В настоящее время достигнут предел технических возможностей для ее увеличения, так как при обороте трубки в 0,33 с, масса ее возрастает в 28 раз (перегрузки 28 g). Чтобы получить временное разрешение менее 100 мс требуется преодоление перегрузок более чем 75 g.

Использование же двух рентгеновских трубок, расположенных под углом 90° , дает временное разрешение равное четверти периода обращения трубки (83 мс при обороте за 0,33 с). Это позволило получать изображения сердца независимо от частоты сокращений.

Так же такой аппарат имеет еще одно значительное преимущество: каждая трубка может работать в своем режиме (при различных значениях напряжения и тока, кВ и мА соответственно). Это позволяет лучше дифференцировать на изображении близкорасположенные объекты различных плотностей. Особенно это важно при контрастировании сосудов и образований, находящихся близко от костей или металлоконструкций. Данный эффект основан на различном поглощении излучения при изменении его параметров у смеси кровь + йодсодержащее контрастное вещество, при неизменности этого параметра у гидроксиапатита (основа кости) или металлов.

В остальном аппараты являются обычными МСКТ аппаратами и обладают всеми их преимуществами.

Компьютерные томографы семейства SIEMENS.

Компьютерный томограф SOMATOM Sensation Cardiac

Современный высокопроизводительный спиральный мультисрезовой (38 срезов/сек) менеесекундный (0,42 сек на полный 360° скан) компьютерный томограф с длительностью спирали 100 сек, субмиллиметровой толщиной срезов до 0,6 мм, пространственным разрешением до 0.17 мм и обеспечением превосходного диагностического качества изображения (специфицированного низкоконтрастного и высококонтрастного разрешения).

Создан на базе 16-срезового компьютерного томографа SOMATOM Sensation 16 специально для нужд кардиологии. Конфигурация и набор клинических пакетов, входящих в комплект томографа, оптимальным образом подобраны для кардиологических приложений.

Предоставляет удобство работы, эргономичность, комфорт как для пациента, так и для персонала (современный дизайн, встроенный в гентри монитор основных параметров сканирования + ЭКГ-сигнала, лазерные маркеры для позиционирования пациента) и включает в полном объеме низкодозные Сименс-технологии (UFC детектор, CARE Filter, CARE Dose, SureView, ECG-Dose Pulsing). Обеспечивает безопасность проведения обследований для пациента как с точки зрения минимизации лучевой нагрузки, так и с точки зрения эффективности используемых режимов сканирования.

Простота и интуитивность проведения обследования обеспечивается syngo®мультимодальной программной платформой и уникально удобным пользовательским интерфейсом.

Безопасность инвестиций и четкое представление о перспективах развития гарантируется непрерывным обновлением (syngo®EVOLVE) программных и компьютерных модулей (при стандартной поставке - в течение 5 лет), а также возможностью модернизации сканера (Evolve программа) до более высоких технологий компьютерной томографии (меньшая длительность скана, большая длина спирали и дальнейшее развитие мультисрезовой технологии).

Оснащен мощными средствами трехмерной постобработки изображений. Имеет широкий набор программных и программно-аппаратных клинических пакетов для решения разнообразных задач в кардиологии. Позволяет проводить любые кардиообследования, включая коронарную ангиографию, визуализацию коронарных артерий, оценку уровня обызвестления коронаров, функциональную диагностику сердца, а также метрический анализ васкулярных структур.

В случае необходимости проведения рутинных (некардиологических) обследований, КТ-сканер может оснащаться любыми другими клиническими пакетами, обеспечивающие скрининговые обследования, виртуальную эндоскопию, перфузию, интервенции под контролем КТ, и многое другое.

Оснащена второй консолью Wizard для повышения пропускной способности КТ подразделения. Для дальнейшего увеличения клинической производительности может комплектоваться дополнительной консолью Additional Wizard и/или мультимодальной рабочей станцией Leonardo.

Компьютерный томограф SOMATOM Sensation 10

Современный высокопроизводительный спиральный мультисрезовой (до 20 срезов/сек) менеесекундный (0,5 сек на полный 360° скан) компьютерный томограф с длительностью спирали 100 сек, субмиллиметровой толщиной срезов до 0,6 мм, пространственным разрешением до 0.17 мм и обеспечением превосходного диагностического качества

изображения (специфицированного низкоконтрастного и высококонтрастного разрешения).

Предоставляет удобство работы, эргономичность, комфорт как для пациента, так и для персонала (современный дизайн, встроенный в гентри монитор основных параметров сканирования + ЭКГ-сигнала опционально, лазерные маркеры для позиционирования пациента) и включает в полном объеме низкодозные Сименс-технологии (UFC детектор, CARE Filter, CARE Dose, ECG-Dose Pulsing, CARE Vision с HandCARE, SoftSCAN, Pediatric SCAN, Preventive CARE и пр.). Обеспечивает безопасность проведения обследований для пациента как с точки зрения минимизации лучевой нагрузки, так и с точки зрения эффективности используемых режимов сканирования.

Простота и интуитивность проведения обследования обеспечивается syngo®мультимодальной программной платформой и уникально удобным пользовательским интерфейсом.

Безопасность инвестиций и четкое представление о перспективах развития гарантируется непрерывным обновлением (syngo®EVOLVE) программных и компьютерных модулей (при стандартной поставке - в течение 5 лет), а также возможностью модернизации сканера (Evolve программа) до более высоких технологий компьютерной томографии (меньшая длительность скана, большая длина спирали и дальнейшее развитие мультисрезовой технологии).

Оснащен мощными средствами трехмерной постобработки изображений. Имеет широкий набор программных и программно-аппаратных клинических пакетов для решения разнообразных диагностических задач. Позволяет проводить любые кардиообследования, включая коронарную ангиографию, визуализацию коронарных артерий, оценку уровня обызвестления коронаров, функциональную диагностику сердца, а также скрининговые обследования, виртуальную эндоскопию, перфузию, интервенции под контролем КТ, метрический анализ васкулярных структур и многое другое.

Оснащена второй консолью Wizard для повышения пропускной способности КТ подразделения. Для дальнейшего увеличения клинической производительности может комплектоваться дополнительной консолью Additional Wizard и/или мультимодальной рабочей станцией Leonardo.

Компьютерный томограф SOMATOM Sensation 16

Современный высокопроизводительный спиральный мультисрезовый (до 38 срезов/сек) менеесекундный (до 0,42 сек на полный 360° скан) компьютерный томограф с длительностью спирали 100 сек, субмиллиметровой толщиной срезов до 0,6 мм, пространственным разрешением до 0.17 мм и обеспечением превосходного диагностического качества изображения (специфицированного низкоконтрастного и высококонтрастного разрешения).

Предоставляет удобство работы, эргономичность, комфорт как для пациента, так и для персонала (современный дизайн, встроенный в гентри монитор основных параметров сканирования + ЭКГ-сигнала опционально, лазерные маркеры для позиционирования пациента) и включает в полном объеме низкодозные Сименс-технологии (UFC детектор, CARE Filter, CARE Dose, ECG-Dose Pulsing, CARE Vision с HandCARE, SoftSCAN, Pediatric SCAN, Preventive CARE и пр.). Обеспечивает безопасность проведения обследований для пациента как с точки зрения минимизации лучевой нагрузки, так и с точки зрения эффективности используемых режимов сканирования.

Простота и интуитивность проведения обследования обеспечивается syngo®мультимодальной программной платформой и уникально удобным пользовательским интерфейсом.

Безопасность инвестиций и четкое представление о перспективах развития гарантируется

непрерывным обновлением (syngo®EVOLVE) программных и компьютерных модулей (при стандартной поставке - в течение 5 лет), а также возможностью модернизации сканера (Evolve программа) до более высоких технологий компьютерной томографии (меньшая длительность скана, большая длина спирали и дальнейшее развитие мультисрезовой технологии).

Оснащен мощными средствами трехмерной постобработки изображений. Имеет широкий набор программных и программно-аппаратных клинических пакетов для решения разнообразных диагностических задач. Позволяет проводить любые кардиообследования, включая коронарную ангиографию, визуализацию коронарных артерий, оценку уровня обызвестления коронаров, функциональную диагностику сердца, а также скрининговые обследования, виртуальную эндоскопию, перфузию, интервенции под контролем КТ, метрический анализ васкулярных структур и многое другое.

Оснащена второй консолью Wizard для повышения пропускной способности КТ подразделения. Для дальнейшего увеличения клинической производительности может комплектоваться дополнительной консолью Additional Wizard и/или мультимодальной рабочей станцией Leonardo.

Заключение

Внедрение в практику этих методов (наряду с рентгенологией) привело к возникновению новой обширной медицинской дисциплины, получившей за рубежом название диагностической радиологии (от латинского radius - луч), а у нас - лучевой диагностики.

Возможности этой дисциплины в распознавании заболеваний человека весьма велики. Ей доступны практически все органы и системы человека, все анатомические образования, размеры которых выше микроскопических.

В отличие от классических медицинских методик (пальпации, перкуссии, аускультации) основным анализатором информации, получаемой способами лучевой диагностики, является орган зрения, при помощи которого мы получаем около 90% сведений об окружающем мире, и притом наиболее достоверных. Когда широкая сеть медицинских учреждений будет оснащена высококачественной аппаратурой, позволяющей использовать все возможности лучевой диагностики, а врачи, работающие в этих убеждениях, будут обучены обращению с этой сложной аппаратурой и, главное, полноценной расшифровке получаемых с ее помощью изображений, диагностика основных заболеваний человека станет более ранней и достоверной не только в крупных научно-исследовательских и клинических центрах, но и на передовом крае нашего здравоохранения – в поликлиниках и районных больницах. В этих учреждениях работает основная масса врачей. Именно сюда обращается подавляющее большинство больных при возникновении каких-либо тревожных симптомов. От уровня работы именно этих лечебно-диагностических учреждений в конечном итоге зависит ранняя и своевременная диагностика, а следовательно во многом и результаты лечения подавляющего большинства болезней.

Литература.

1. Байбеков ИМ., Касымов А.Х., Козлов В.И. и др. Морфологические основы низкоинтенсивной лазеротерапии. - Ташкент: Изд-во им. Ибн Сины, 1991. - 223с.
2. Буйлин В.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия с применением матричных импульсных лазеров. -М., ТОО "Фирма"Техника", 1996. - 118с.
3. ГОСТ Р 50723-94 Лазерная безопасность. Общие требования безопасности при разработке и эксплуатации лазерных изделий. - М.: Издательство стандартов, 1995. - 34с.
4. Грибковский В.П. Полупроводниковые лазеры: - Мн.: Университетское, 1988.-304с.
5. Гримблатов В.М. Современная аппаратура и проблемы низкоинтенсивной лазерной терапии // Применение лазеров в биологии и медицине (Сборник). -Киев, 1996, С. 123-127.
6. Инюшин В.М. Лазерный свет и живой организм. -Алма-Ата, 1970. - 46с.
7. Инюшин В.М., Чекуров П.Р. Биостимуляция лучом лазера и биоплазма. - Алма-Ата, "Казахстан", 1975. - 120с.
8. Кейси Х., Паниш М. Лазеры на гетероструктурах. - М., т.2., 1981. - 364с.
9. Москвин С.В., Радаев А.А., Ручкин ММ. и др. Новые возможности портативных лазерных терапевтических аппаратов "Мотылек" // VII Межд. науч.-практ. конф. "Применение лазеров в медицине и биологии". -Ялта, Украина, 1996. -С.111-113.
10. Москвин С.В. Лазерная терапия, как современный этап развития гелиотерапии (исторический аспект) //Лазерная медицина. - 1997. Т.1. вып.1. - С. 45-49.
11. Прохончуков А.А., Жижина Н.А. Лазеры в стоматологии / Лазеры в клинической медицине. Руководство для врачей // Под ред. С.Д.Плетнева. - М.: Медицина, 1996. - С.283-303.
12. Справочник по лазерам / Под ред. А.М.Прохорова, пер. с англ. - т. 1-2, М., 1978.
13. Справочник по лазерной технике: Пер. с нем. - М: Энергоатомиздат, 1991. - 544с.
14. Титов М.Н., Москвин С.В. Фирма "Техника"- разработчик лазерной медицинской аппаратуры // Лазер-маркет, (3-4) 1993. - С. 18-19.
15. Электроника: Энциклопедический словарь. - М.: Сов. энциклопедия, 1991. - 688с.
16. Федоров Б. Ф. Лазеры. Основы устройства и применение. - М.: ДОСААФ, 1988. - 190с.
17. McKibbin L., Downie R. Treatment of Post Herpetic Neuralgia using a 904nm (infrared) Low Incident Energy Laser: a Clinical Study // LLLT for Postherpetic Neuralgia, 1991. - pp.35-39.
18. OE Reports, /155 /November, 1996.
19. Titov M.N., Moskvina S.V. and Priezzhev A.V. - Optimization of the parameters of biostimulator "Mustang" in respect to the light scattering properties of the tissues // Paper # 2086-22 presented at SPIE's Symposium "Biomedical Optics Europe'93", Budapest, Hungary, 1993.
20. «Лазерная рефлексотерапия», к.м.н. Якупов Р.А., М.,1998.
21. И.М. Денисов,«Применение низкоинтенсивных лазеров в медицине», МЛЦ "ДАКСИМА" , Москва
22. С.В.Москвин, «Современные источники излучения и аппаратура для низкоинтенсивной лазерной терапии», «Техника», М., Россия.
23. Б.И. Леонова «Технические средства медицинской интроскопии», Москва «Медицина» 1989.
24. А.И.Ларюшин, М.В. Никитина «Опико-электронные приборы для медицины», Москва 2003.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИ.....	3
1. Классификация технических средств диагностического назначения.....	5
2. Основные требования к диагностической электронно-медицинской аппаратуре.....	7
3. Обобщенные функциональные схемы универсальной диагностической аппаратуры, их основные элементы.....	10
4. Приборы и системы для исследования работы сердца и сердечно-сосудистой системы.....	15
5. Приборы и системы для регистрации и анализа комплексных электрических сопротивлений.....	22
6. Реография принцип метода.....	30
7. Анализ реографической кривой.....	31
8. Диагностические возможности реографии.....	37
9. Опто-электронные приборы и устройство. Оптические квантовые генераторы - уникальные источники света.....	50
10. Индуцированное излучение	51
11. Принцип действия лазеров	52
12. Применение лазеров в медицине.....	65
13. Лазерная терапия (квантовая терапия) ишемической болезни сердца.....	71
14. Эрбиевый лазер как инструмент косметической хирургии.....	80
15. Лазер в офтальмологии.....	97
16. Методы ультразвуковой диагностики.....	113
17. Томографы и их применение для диагностики.....	117