

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ
АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ**

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Биотехнические системы диагностики артериальных сосудов:
Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов;
Самара, 2016. 24 с.

В методических указаниях рассмотрены основные подходы к диагностике артериальных сосудов человека. Основное внимание уделено неинвазивным методам и средствам экспресс-диагностики состояния артериальной системы, в частности, на основе анализа формы сигнала пульсовой волны, регистрируемой в периферических артериальных сосудах верхних конечностей. Приведены примеры оценки эластичности артериальных сосудов, как основного параметра прогностической диагностики артериальной системы, рассмотрена реализации физиологической пробы с активной гиперемией. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для бакалавров, обучающихся по направлению 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Биотехнические системы медицинского назначения». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Табл 1. Ил. 10. Библиогр. 5 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучение основных методов диагностики артериальных сосудов человека; анализ построения инструментальных средств неинвазивной оценки эластичности артериальных сосудов.

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

В настоящее время во всем мире наблюдается угрожающая динамика роста числа заболеваний сердечно-сосудистой системы, при этом смертность от сердечно-сосудистых заболеваний занимает первое место среди всех болезней человека: не менее 80% спектра этих заболеваний составляют атеросклеротические повреждения артериальных сосудов.

В настоящее время в кардиологии сложилась концепция единого сердечно-сосудистого континуума, под которой понимают непрерывное развитие сердечно-сосудистых заболеваний от факторов риска до развития хронической сердечно-сосудистой недостаточности. Необходимыми составляющими континуума являются дисбаланс эндотелиальной системы и процессы сердечно-сосудистого ремоделирования. Под дисфункцией эндотелия понимают дисбаланс эндотелиальных факторов, регулирующих процессы гемостаза, пролиферации и сосудистый тонус. Суть ее в том, что под влиянием длительного воздействия целого ряда факторов (на эндотелий, его реакция на стимулы, которые вызывали ранее дилатацию (расширение сосудов), оказывается недостаточной, или даже вазоконстрикторной (сужение сосудов).

Процессы сердечно-сосудистого ремоделирования включают в себя пролиферацию гладкомышечных клеток сосудов, в результате чего изменяется соотношение толщины стенки к просвету сосуда, с повышением периферического сопротивления, увеличение жесткости аорты и крупных эластических сосудов, с повышением скорости распространения пульсовой волны, что является прогностическим фактором развития сердечно-сосудистых осложнений и независимым фактором смертности от сердечно-сосудистых заболеваний. Процессы сосудистого ремоделирования увеличивают постнагрузку левого же-

лудочка, с развитием его гипертрофии и процессами адаптивного и дезадаптивного ремоделирования.

Все многообразие существующих систем диагностики артериальных сосудов можно разделить на два функциональных класса: первый класс систем используется для постановки диагноза заболевания и формирования управляющих воздействий, в том числе для оперативного вмешательства в сердечно-сосудистую систему человека, второй класс систем используется для прогностической оценки эластичности артериальных сосудов и формирования воздействий с целью коррекции состояния на ранней стадии развития патологии.

К первому классу можно отнести сложные и дорогостоящие системы инструментальной диагностики, основанные на использовании ультразвуковых или рентгеновских методов. Проведение подобных диагностических тестов зачастую сопряжено с инвазивным вмешательством в кровеносное русло человека, что повышает риски проведения подобных процедур для людей с прогрессирующими сердечно-сосудистыми заболеваниями. Данные системы диагностики зачастую выступают в качестве золотого стандарта постановки диагноза, однако, не могут использоваться в качестве доступных средств экспресс-диагностики с целью скрининг исследований состояния артериальной системы человека.

Ко второму классу можно отнести разнообразные экспресс-системы контроля эластичности артериальных сосудов, основанные на неинвазивной методике регистрации и последующей обработки биомедицинских сигналов (ЭКГ сигнал, сигнал пульсовой волны).



Рисунок 1 – Системы диагностики артериальных сосудов человека

графии с возможностью амбулаторного проведения операции. Суть цифровой обработки ангиограмм заключается в последовательной субтракции (вычитании) каждого следующего изображения из предыдущего. Таким образом, все одинаковые изображения вычитаются, а движение слабого контрастного вещества по сосуду становится отчетливо видимым.

Однако, необходимость применения рентгеноконтрастных веществ усложняет проведение такого рода следований для людей с сопутствующими заболеваниями внутренних органов. Такие объективные и субъективные факторы как радиофобия, распространенная среди основных слоев населения, сложность и дороговизна рентгенографического оборудования затрудняют использование рентгенографических систем в качестве инструментария экспресс-диагностики состояния артериальных сосудов человека. Противопоказаниями для данного метода также являются тяжелое состояние больного, острые заболевания печени, почек и непереносимость йодистых препаратов, которые вводятся в сосудистое русло через специальный катетер.

Ультразвуковые системы контроля эластичности артериальных сосудов позволяют оценить размеры сосудов, выявить расширение или сужение их просвета, аневризматические выпячивания, атеросклеротические бляшки, тромбы, а также количественно оценить скорость и характер кровотока (ламинарный или турбулентный). С этой целью используют двумерную эхокардиографию (так называемый В-режим), доплеровское исследование и цветное доплеровское картирование потоков. Большой информативностью обладают так называемые дуплексные системы, сочетающие двухмерное сканирование сосуда в В-режиме и спектральный анализ доплеровского сигнала.

В состав ультразвуковых систем диагностики артериальных сосудов (рисунок 3) входят ультразвуковой (УЗ) приемник и передатчик, УЗ преобразователь, блок обработки сигнала ультразвуковых сигналов, блок отображения информации и блок воздействия.

Ультразвуковое определение скорости кровотока основано на эффекте Доплера. Ультразвук посылается через сосуд в диагональном направлении, отраженные волны улавливаются. По разнице частот

исходных и отраженных волн, которая пропорциональна скорости движения частиц крови, определяют линейную скорость кровотока.

Для получения информации о характере кровотока по внутренней и наружной сонным артериям, вертебральным и брахицефальным артериям используют различные позиции ультразвукового датчика. При исследовании брахицефальных артерий в обязательном порядке используют так называемые компрессионные пробы – сдавление общей сонной и ветвей наружной сонной артерии, которое приводит к неодинаковым изменениям характера и скорости кровотока в норме и при патологии (например, при сужении просвета сосудов).

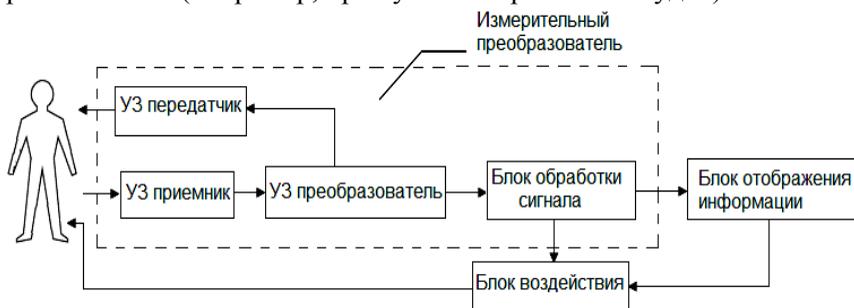


Рисунок 3 – Обобщенная структурная схема ультразвуковых систем диагностики артериальных сосудов

Наибольшее практическое значение имеет ультразвуковое исследование грудного и брюшного отделов аорты, почечных и брахицефальных артерий, артерий и вен нижних конечностей. Диагноз аневризмы аорты ставят при локальном (ограниченном) выбухании стенки аорты или при диффузном увеличении диаметра грудной или брюшной аорты в 2 раза по сравнению с нормой. В области расширения, как правило, заметно снижается скорость кровотока; он становится неупорядоченным и даже разнонаправленным. Эти изменения обычно хорошо выявляются при ультразвуковой доплерографии.

Атеросклеротические изменения аорты при ультразвуковом исследовании проявляются в утолщении, уплотнении и кальцинозе стенок, неровностях внутреннего контура сосуда, удлинении и нарушении прямолинейности хода артерий, наличии атеросклеротических бляшек.

В современной клинической практике для диагностики морфологических изменений в артериальных сосудах используется системы ультразвуковой доплерографии сонных артерий. Метод позволяет оценить структуру стенки и состояние просвета сосуда, измерить толщину слоя «интима–медиа» (ТИМ). Многочисленные клинические исследования, проведенные с применением этой методики, свидетельствуют о высокой корреляции этого показателя с риском развития коронарных и цереброваскулярных осложнений атеросклероза. Исследование проводят в В-режиме. Толщину слоя «интима–медиа» (ТИМ) измеряют на уровне общей сонной артерии и ее бифуркации, что представлено на рисунке 4, где: СА – сонная артерия; НСА – наружная сонная артерия; ВСА – внутренняя сонная артерия; А – норма (ТИМ не превышает 1,0 мм); Б – атеросклеротические изменения артерий: наличие бляшки и утолщение интима-медиа.

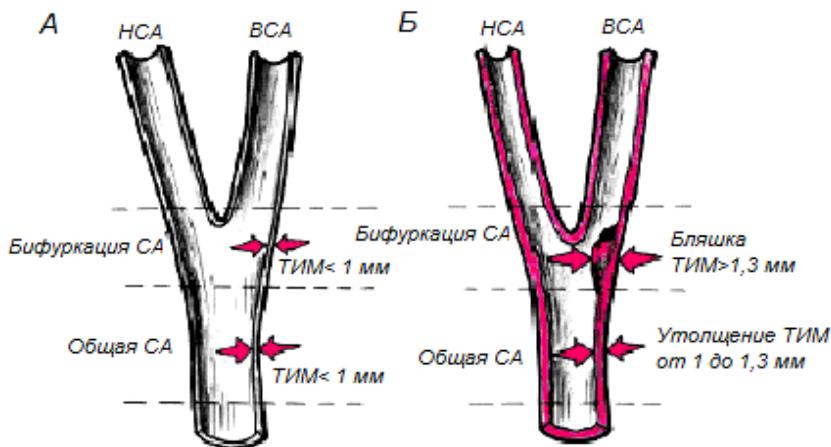


Рисунок 4 – Определение толщины слоя «интима–медиа» (ТИМ) при ультразвуковом исследовании сонных артерий

Атеросклеротические изменения артерий выявляются по утолщению стенки сонной артерии (ТИМ от 1,0 до 1,3 мм) и наличию атеросклеротической бляшки в области внутренней сонной артерии (ТИМ больше 1,3 мм). В норме ТИМ не превышает 1,0 мм. ТИМ от 1,0 до 1,3 мм расценивают как утолщение стенки артерии, а значения этого показателя, превышающие 1,3 мм – как ультразвуковой признак

атеросклеротической бляшки. Диагноз атеросклероза считают достоверным при обнаружении утолщения стенки артерии или/и наличии фиброзной бляшки.

Ультразвуковые системы диагностики артериальных сосудов являются дорогостоящими комплексами, не обеспечивают оперативность диагностической процедуры, а также предъявляют высокие требования к квалификации врача-оператора.

1.2. Методы и средства экспресс-диагностики артериальных сосудов

Неинвазивные системы экспресс-диагностики артериальных сосудов сочетают в себе доступность и простоту диагностической процедуры, отсутствие вредного для здоровья ионизирующего излучения и возможность достоверной оценки развития патологических процессов на ранней доклинической стадии.

Существующие в настоящее время системы экспресс-диагностики артериальных сосудов можно разделить на три подкласса:

- к первому подклассу можно отнести системы диагностики на основе определения скорости распространения пульсовых волн (СРПВ) по артериальному руслу;
- ко второму подклассу – системы диагностики на основе морфологического анализа периферических пульсовых волн;
- к третьему типу – системы на основе анализа variability сердечного ритма.

1.2.1. Системы на основе определения скорости распространения пульсовых волн

Движение крови в сосудах обусловлено работой сердца. При сокращении миокарда желудочков кровь под давлением изгоняется из сердца в аорту и легочную артерию. Ритмические сокращения миокарда образуют ритмические расширения сосудистой стенки (пульсации), которые под действием распространения волн давления от

начальной части аорты к артериолам и капиллярам вызывают распространение пульсовых волн.

СРПВ по артериальным сосудам не зависит от скорости течения крови, а определяется эластичностью сосуда, толщиной его стенки, диаметром и плотностью крови. Так, в аорте она может составлять 4–6 м/сек, а в артериях мышечного типа 8–12 м/сек. Линейная скорость кровотока по артериям, обычно, не превышает 0,5 м/сек. С увеличением жесткости сосуда скорость пульсовой волны возрастает. С возрастом эластичность сосудов снижается и скорость распространения пульсовой волны растет. Величина скорости зависит от давления крови, а также состояния функции сосудистого эпителия.

СРПВ является одним из важнейших гемодинамических показателей, характеризующим состояние эластичности артериальных сосудов. СРПВ зависит от растяжимости сосудистой стенки и отношения толщины стенки к радиусу сосуда. Величину СРПВ используют в качестве диагностического показателя, характеризующего упруго-эластические свойства и тонус артериальной стенки.

Измерение СРПВ проводится на основе синхронной регистрации колебаний артериальной стенки на двух достаточно удаленных друг от друга участках сосудистого русла с помощью сфигмографических или плетизмографических поверхностных датчиков. Измеряя расстояние между двумя точками регистрации и время распространения пульсовой волны между ними можно получить численное значение СРПВ.

Наиболее распространенными являются системы экспресс-диагностики артериальных сосудов, использующих измерение СРПВ на двух участках: для сосудов эластического типа на участке сонная – бедренная артерия, для сосудов мышечного типа на участке сонная – лучевая артерия.

В состав систем экспресс-диагностики артериальных сосудов на основе определения СРПВ (рисунок 5) входят двухканальный измерительный преобразователь сигнала артериальной пульсации крови, блок отображения информации и блок воздействия. Измерительный преобразователь артериальной пульсации крови в общем случае со-

стоит из чувствительного элемента, преобразователя сигнала, усилителя сигнала и блока обработки сигнала.

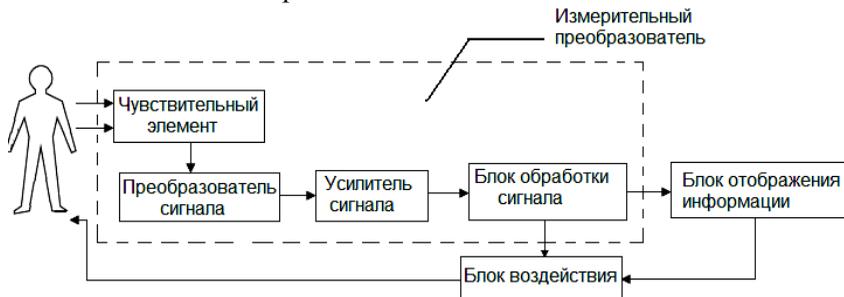


Рисунок 5 – Обобщенная структурная схема системы экспресс-диагностики артериальных сосудов на основе определения СРПВ

В данном случае СРПВ определяется по формуле: $V = \frac{L}{\Delta t}$, где:

V – скорость распространения пульсовой волны; Δt – время запаздывания периферического пульса по отношению к центральному; L – расстояние между точками регистрации центрального и периферического пульса (см. рисунок 6).

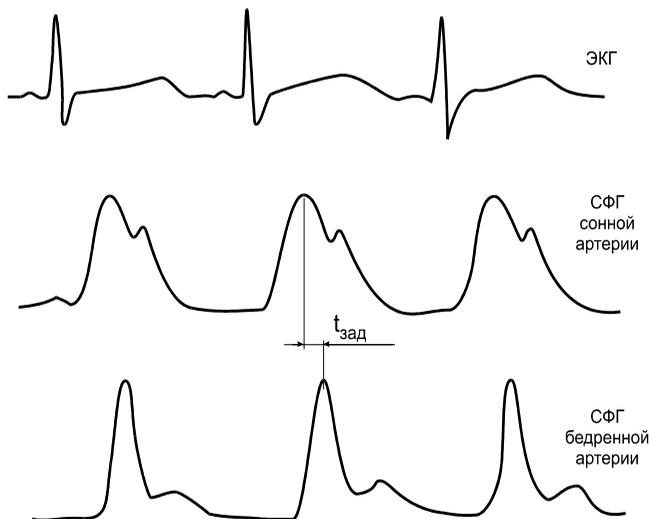


Рисунок 6 – Сверху вниз: ЭКГ сигнал, сфигмограмма сонной артерии, сфигмограмма бедренной артерии

Значение времени распространения пульсовой волны (Δt) можно также оценить, используя временное положение R-зубца ЭКГ сигнала. Благодаря тому, что положение R-зубца ЭКГ сигнала можно определить достаточно точно, то Δt определяется по точкам регистрации R-зубца и сфигмограммы сонной, бедренной или лучевой артерий.

1.2.2. Экспресс-диагностика артериальных сосудов на основе контурного анализа пульсовых волн

В настоящее время возникла потребность в более простых скрининговых методах, позволяющих оценивать функцию эндотелия и эластичность артериальных сосудов. Доступным методом оценки эластичности артериальных сосудов, получившим распространение в клинической практике, является контурный анализ центральной и периферической пульсовых волн давления.

Регистрация колебаний объема крови и соответственно стенки артериального сосуда, вызываемых циклическими выбросами крови сердцем, представляет значительный интерес для определения показателей эластичности артериальных сосудов. Пульсация давления, распространяющиеся по всему артериальному руслу от начальной части аорты по магистральным артериям к периферическим артериолам и капиллярам, несут в себе диагностическую информацию, в том числе и об эластичности артериальных сосудов.

Одним из возможных вариантов реализации данного метода является использование аппланационной тонометрии – регистрации пульсовой волны давления с области проекции, например, сонной артерии или лучевой артерии на запястье испытуемого.

Аппланационная тонометрия заключается в частичном сдавливании (аппланации) поверхностно залегающей артерии с одновременной регистрацией при помощи пьезорезистивного датчика давления пульсовой волны. При этом датчик давления выполнен в виде щупа, которым сдавливают артерию. Несмотря на кажущуюся простоту, проведение данной процедуры возможно только хорошо подготовленным оператором – врачом функциональной диагностики. Это свя-

зано со сложностью как позиционирования самого датчика над местом проекции артерии, так и дозируемым усилием сдавливания артерии.

Одним из наиболее существенных недостатков метода является необходимость оказания на поверхность тела внешнего давления для увеличения амплитуды полезного сигнала. Кроме того, для правильного выполнения теста требуется поддержания внешнего давления на постоянном уровне, так как непостоянство внешнего давления на мягкие ткани, приводит к изменению масштабного коэффициента. Сложность регистрации пульсовой волны данным методом сильно ограничивают его применение в клинической практике и делают невозможным его применение для домашней диагностики.

Альтернативными методами являются методы, основанные на контурном анализе объемной пульсовой волны, регистрируемой на участке периферических сосудов верхних конечностей с помощью осциллометрических, реографических или фотоплетизмографических датчиков.

Наиболее простым для построения приборов экспресс-диагностики артериальных сосудов является метод анализа формы объемной пульсовой волны, регистрируемой с помощью фотоплетизмографического датчика, расположенного на ногтевой фаланге пальца руки обследуемого. Данный метод не требует специальных навыков и может широко применяться в поликлинической практике, как метод скрининговой диагностики функции эндотелия с целью отбора контингента для профилактики сердечно-сосудистых заболеваний, и как метод выявления возрастных изменений жесткости артерий у здоровых и процессов сердечно-сосудистого ремоделирования у больных гипертонической болезнью.

Формирование контура объемной пульсовой волны, при расположении датчика на пальце руки, показано на рисунке 7, основные параметры биосигнала, используемые для определения показателей эластичности артериальных сосудов, на рисунке 8.

Контур объемной пульсовой волны формируется в результате взаимодействия между левым желудочком и сосудами большого круга

кровообращения. Пальцевая фотоплетизмограмма отражает слияние двух пульсовых волн (пиков).

Первый пик образуется за счет систолической, прямой волны, имеющей амплитуду A_1 , формируемой объемом крови в систолу, передающимся напрямую от левого желудочка к пальцам верхних конечностей.

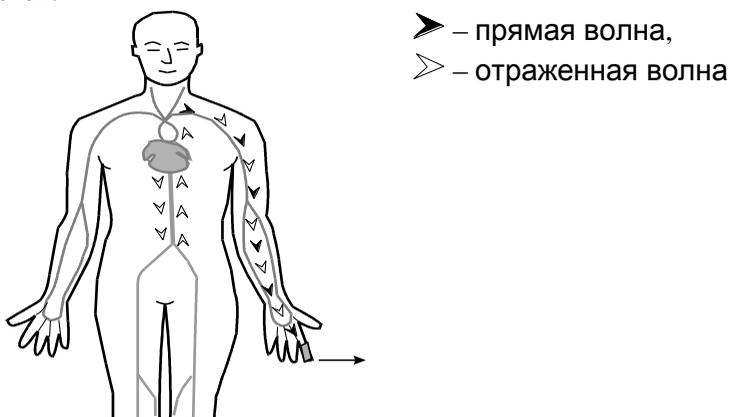


Рисунок 7– Формирование контура объемной пульсовой волны при расположении датчика на пальце руки

Второй пик образуется за счет отраженной волны с амплитудой A_2 , которая возникает из-за отражения объема крови, передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям, и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к пальцам верхних конечностей.

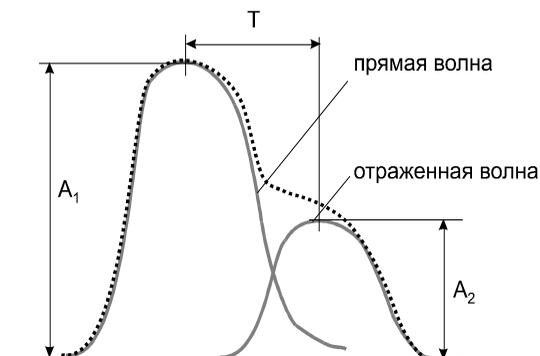


Рисунок 8 – Формирование пульсовой волны в периферических сосудах пальца руки

Результаты исследований показывают, что интенсивность отражения определяется тонусом мелких мышечных артерий в основных местах отражения (преимущественно дистальнее бедренной артерии). Для оценки выраженности отраженной волны используется показатель – индекс отражения (*ИО*), представляющий собой отношение амплитуды отраженной волны A_2 , к амплитуде прямой волны A_1 , выраженное в процентах:

$$ИО = (A_2/A_1) \cdot 100\%$$

Отраженная волна отстоит от прямой систолической на время отражения T , которое определяется прохождением пульсовой волны вниз и отражением ее обратно (рисунок 7). Время отражения зависит от скорости распространения пульсовой волны и расстояния, которое она должна пройти. Расстояние в значительной степени определяется ростом обследуемого, поэтому для характеристики распространения пульсовой волны определяется специальный показатель – индекс жесткости (*ИЖ*), как отношение роста обследуемого L , (в метрах) ко времени отражения пульсовой волны T , (в секундах).

$$ИЖ = L/T$$

ИЖ определяется скоростью распространения пульсовой волны: чем больше скорость распространения, тем меньше время отражения и тем раньше, по отношению к систоле, возвращается отраженная волна. Чем более ригиден артериальный сосуд (низкая эластичность), тем меньше время отражения, тем больше *ИЖ*.

Таким образом, контур периферической объемной пульсовой волны, полученный с помощью пальцевой фотоплетизмографии, определяется главным образом характеристиками большого круга кровообращения, скоростью распространения волны давления в аорте и крупных эластических артериях, а также тонусом мелких артерий от которого зависит индекс отражения.

1.3. Структурное построение инструментальных средств фотоплетизмографии

В фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, например, палец руки, располагают на пути луча света меж-

ду источником излучения и фотоприемником. Поскольку поглощение света в тканях пропорционально объему крови, проходящему через освещаемый участок, то усиливая сигнал фотоприемника можно зарегистрировать изменения его амплитуды, обусловленные артериальной пульсацией сосуда.

Прибор для регистрации фотоплетизмограммы, например, пульсоксиметр или фотоплетизмограф, включает первичный преобразователь пульсовой волны, устройство обработки сигнала и устройство отображения информации.

Первичный преобразователь пульсовой волны представляет собой фотоэлектрический датчик, состоящий из светоизлучающего диода и фотоприемника. Конструктивно датчик выполнен так, что излучатели и фотоприемник располагаются на поверхности тела таким образом, чтобы на фотоприемник поступал свет излучателей, ослабленный участком живой ткани.

Излучатель включается в импульсном режиме, что позволяет ослабить действие фоновых засветок. Зависимость поглощения света от времени в тканях, содержащих артериальный сосуд, имеет пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови в «поле зрения» датчика при каждом сердечном сокращении и «постоянную» составляющую (рисунок 9).

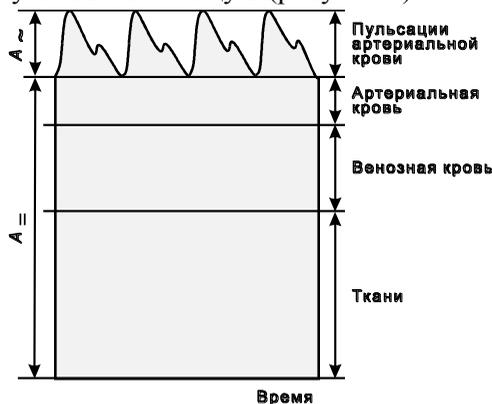


Рисунок 9 – Поглощение света в тканях, содержащих пульсирующий сосуд

«Постоянная» составляющая поглощения определяется величиной света, поглощаемой в измеряемом пульсовом цикле во время

диастолы, и обусловлена характеристиками венозной и капиллярной крови, костей, кожи и других тканей исследуемого участка. Для регистрации пульсовой волны необходимо исключить влияние изменения «постоянной» составляющей поглощения и выделить систолическую составляющую, обусловленную притоком артериальной крови.

Фотоприемник, расположенный в датчике прибора, преобразует интенсивность ослабленного тканями излучения в электрические сигналы, поступающие после усиления и обработки в микропроцессорный блок. После оцифровки сигнала он передается для отображения на графический дисплей прибора и выводится для графической записи или для обработки на компьютере.

На рисунке 10 приведен один из вариантов структурного построения фотоплетизмографа: УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН1, УПН2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер.

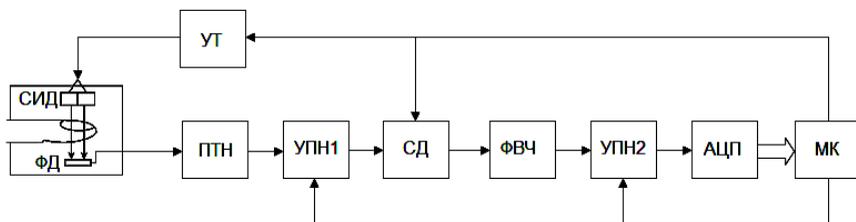


Рисунок 10 – Структурная схема фотоплетизмографа

Излучатель пальцевого датчика содержит светодиод (СИД), питаемый импульсами тока, которые формируются в микроконтроллере (МК) и усиливаются до необходимой величины с помощью усилителя тока (УТ). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца оптическое излучение поступает на фотоприемник датчика (ФД). Полученный фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя ток – напряжение (ПТН) и усиливается регулируемым усилителем переменного напряжения (УПН 1), коэффициент усиления которого устанавливается МК. Основное назначение УПН 1 заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала.

ла с динамическим диапазоном фототока, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей обследуемого человека.

Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального артериальной пульсации крови. Полученное напряжение поступает на УПН 2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП) микроконтроллера. После преобразования в цифровую форму МК осуществляет цифровую фильтрацию и обработку биосигналов.

К преимуществам использования фотоплетизмографического метода в клинической практике для реализации экспресс-диагностики артериальных сосудов можно отнести следующее:

- 1) анализ контура пальцевой объемной пульсовой волны является простым неинвазивным методом скрининговой диагностики факторов риска сердечно-сосудистых заболеваний и осложнений, а также оценки функции эндотелия;
- 2) диагностические показатели, определяемые в ходе исследования, могут применяться для оценки возрастных изменений эластичности сосудов у здоровых людей, а также для изучения процессов сосудистого ремоделирования у больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями;
- 3) динамическое изменение показателей в ходе различных физиологических проб может быть использовано для оценки функции эндотелия и для выявления ранних нарушений.

1.4. Экспресс-диагностика артериальных сосудов с использованием функциональных проб

1.4.1. Проба с реактивной гиперемией

Для оценки функции эндотелия проводится проба с реактивной гиперемией. Реактивная гиперемия создается путем окклюзии плечевой артерии. Окклюзионная манжета накладывается на уровне верхней трети плеча и в ней создается давление выше систолического на 30 мм рт.ст. Давление сохраняется в течение 5 минут и затем быстро

сравливается. После осуществления указанных действий определяются показатели: индекс отражения на третьей минуте постокклюзионного кровотока.

Постокклюзионный кровоток характеризуется пиковым увеличением объемной и линейной скорости кровотока, которое происходит в первые 30 секунд после снятия окклюзии, с постепенным снижением скорости кровотока. В ответ на увеличенный кровоток происходит увеличение напряжения сдвига на эндотелии с выработкой им вазодилатирующих веществ, что приводит к релаксации резистивных сосудов в основных местах отражения и проводящих мышечных артерий. На фотоплетизмограмме это будет выражаться в снижении индекса отражения и увеличении времени отражения на третьей минуте. Показателем функции эндотелия (ПФЭ) является величина снижения индекса отражения на третьей минуте ($ИО_{3мин}$), по сравнению с исходным значением ($ИО_{исх}$), выраженная в процентах:

$$ПФЭ = ((ИО_{исх} - ИО_{3мин}) / ИО_{исх}) \cdot 100\%$$

Функция эндотелия сохранена при значении ПФЭ более 20 %. Если данный показатель составляет менее 20%, но более 10%, то функция эндотелия снижена. Это свидетельствует о наличии факторов риска развития сердечно-сосудистых заболеваний (наследственная предрасположенность, курение, избыточная масса тела и т.д.). ПФЭ менее 10 % расценивается как дисфункция эндотелия, что свидетельствует о наличии сердечно-сосудистых заболеваний.

1.4.2. Медикаментозные тесты

Наиболее распространенным медикаментозным тестом является проба с нитроглицерином. Нитроглицерин воздействует непосредственно на гладкомышечные клетки сосудов и вызывает их расслабление. Данный тест предназначен для выявления толерантности к нитратам и для оценки состояния гладкомышечных клеток.

Показатели фотоплетизмограммы оцениваются исходно и после приема нитроглицерина (0,5 мг сублингвально) на 3 – 5 минуте, когда его действие максимально. Нитроглицерин вызывает дилатацию резистивных сосудов и снижение индекса отражения как у здоровых, так и

у больных сердечно-сосудистыми заболеваниями. Нитроглицерин оказывает дилатирующее воздействие на проводящие мышечные сосуды, что приводит к увеличению времени отражения волны. Толерантность к нитратам или нарушение функции гладкомышечных клеток определяется при увеличении времени отражения пульсовой волны после нитроглицерина менее 50 %, по сравнению с исходным показателем.

1.5. Показатели контурного анализа пульсовых волны при сердечно-сосудистых заболеваниях

В данном разделе приведены результаты полученные группой ученых Самарского государственного медицинского университета под научным руководством доктора медицинских наук, профессора П.А. Лебедева. Регистрации сигнала пульсовой волны проводилась с помощью сертифицированного пульсоксиметра “Элокс-01”, имеющего стандартные технические характеристики: полоса пропускания по уровню -3 дБ: 0,05 – 15 Гц; частота дискретизации 100 Гц; разрядность АЦП 10 бит; динамический диапазон усиления сигнала 40 дБ. Обследование больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями проводилось на фоне отмены всех лекарственных препаратов.

В результате проеденных исследований было выявлено, что практически все факторы риска сердечно-сосудистых заболеваний (избыточная масса тела, курение, дислипидемия, гиперхолестеринемия, гиперинсулинемия, гипергликемия и т.д.) приводят к снижению эластичности сосудов и дисфункции эндотелия.

При гипертонической болезни снижение податливости эластических сосудов связано преимущественно с их растяжением повышенным внутриартериальным давлением, что будет определяться увеличением индекса жесткости: более 10 м/с в возрастной группе до 40 лет и более 12 м/с в группе старше 50 лет. О дисфункции эндотелия свидетельствует величина ПФЭ менее 10 %. По мере прогрессирования гипертонической болезни эластичность сосудов уменьшается, а показатель функции эндотелия становится отрицательным.

Ишемическая болезнь сердца, сахарный диабет 2 типа, атеросклероз периферических сосудов характеризуются повышением жесткости эластических сосудов в результате изменения самой сосудистой стенки. При данных заболеваниях также увеличивается индекс жесткости и выявляется дисфункция эндотелия. Кроме того, при медикаментозном тесте с нитроглицерином отмечается недостаточное увеличение времени отражения T , что свидетельствует о нарушении функции гладкомышечных сосудистых клеток и, следовательно, органических нарушениях сосудистого русла.

Показатели пальцевой объемной пульсовой волны у здоровых и больных людей с сердечно-сосудистыми заболеваниями представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Показатели объемной пульсовой волны у здоровых и больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями ($m \pm \sigma$), $p < 0,01$

Группы (N, кол-во)	<i>ИЖ</i> , м/с	<i>ИО</i> , %	<i>ПФЭ</i> , %
Здоровые (N=47)	8,83±0,25	55,58±2,07	26,19±1,88
Здоровые с факторами риска (N=30)	8,94±0,35	59,10±2,40	18,08±1,73
Гб 1 стадии (N=19)	10,66±0,33	65,76±1,95	7,58±0,93
Гб 2 стадии (N=38)	12,41±0,36	69,09±1,42	3,77±0,87
Гб 3 стадии (N=19)	12,83±0,74	75,35±1,34	-1,40±1,20
Гб на фоне сахарного диабета типа 2 (N=19)	12,24±0,41	66,47±1,67	-3,12±1,2
Атеросклероз периферических артерий (N=15)	11,23±0,38	73,58±1,86	0,06±4,59

Рассмотренные методы и средства диагностики позволяют оценить состояние артериальных сосудов на основе проведения быстрых и безопасных неинвазивных тестов. Современная медицина имеет устойчивые тенденции к профилактике заболеваний, а для этого необходимо диагностировать их на ранней стадии развития. В связи с этим на первый план выходят методы прогностической оценки. Для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний на ранней стадии или выявления предрасположенности к ним наиболее перспективными явля-

ются методы оценки эластических свойств артериальных сосудов и определения дисфункции эндотелия.

2. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации прибора «ЭЛОКС-01» и программы обработки данных «ELOGRAPH».
2. Включить прибор и запустить программу обработки данных «ELOGRAPH».
3. Зарегистрировать 15-20 секундные фрагменты сигнала объёмной пульсовой волны с ногтевой фаланги указательного пальца в положении сидя в спокойном состоянии.
4. Используя программное обеспечение «ELOGRAPH» рассчитать значения показателей индекса жесткости и индекса отражения для каждого фрагмента объёмной пульсовой волны и определить среднее значение и величину стандартного отклонения.

3. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Структура и алгоритм метода диагностики артериальных сосудов на основе регистрации и обработки объёмных пульсовых волн.
3. Эпюры зарегистрированного фрагмента пульсовой волны.
4. Расчет диагностических показателей контурного анализа объёмной пульсовой волны.
5. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Диагностика артериальных сосудов.
2. Рентгенографические системы диагностики артериальных сосудов.
3. Ультразвуковые системы диагностики артериальных сосудов.
4. Системы экспресс-диагностики артериальных сосудов
5. Измерение скорости распространения пульсовых волн.
6. Контурный анализ сигнала объёмной пульсовой волны.
7. Методы и средства фотоплетизмографии.
8. Функциональные пробы при исследовании артериальных сосудов.

9. Тренд изменения диагностических показателей контурного анализа сигнала объемной пульсовой волны при возрастных изменениях и наличии сердечно-сосудистых патологий.

5. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Разработайте структурную схему диагностического прибора оценки состояния артериальных сосудов на основе контурного анализа пульсовой волны при проведении пробы с реактивной гиперемией.
2. Разработайте структурную схему диагностического прибора оценки состояния артериальных сосудов на основе измерения скорости распространения пульсовых волн.
3. Разработать эскиз принципиальной схемы входного каскада прибора для измерения скорости распространения пульсовых волн. Обосновать выбор элементной базы и произвести расчёт номиналов элементов.
4. Разработать эскиз принципиальной схемы входного каскада прибора для оценки состояния артериальных сосудов на основе контурного анализа пульсовой волны при проведении пробы с реактивной гиперемией. Обосновать выбор элементной базы и произвести расчёт номиналов элементов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 248 с.
3. Дисфункция эндотелия и артериальная гипертензия [Текст] / под ред. Лебедева П.А. – Самара: ОФОРТ, 2010. – 192 с.
4. Expert Consensus Document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications [Text] // European Heart Journal. – 2006. – Vol. 27 (21). – P. 2588-2605.
5. Мажбич, Б.И. Осцилловольтметрия артериальных сосудов конечностей [Текст] / Б.И. Мажбич – Новосибирск: Наука, 1990 – 145 с.

Учебное издание

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ
АРТЕРИАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ**

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086, Самара, Московское шоссе, 34