

**Министерство здравоохранения и социального развития РФ
ГОУ ВПО Уральская государственная медицинская академия**

**РУКОВОДСТВО ДЛЯ ЛАБОРАТОРНОГО
ПРАКТИКУМА ПО МЕДИЦИНСКОЙ
ФИЗИКЕ**

**Екатеринбург
2009**

УДК 61:577.3

Руководство для лабораторного практикума по медицинской физике / Бляхман Ф.А., Соколов С.Ю., Шкляр Т.Ф. и др. - Екатеринбург: УГМА, 2009, 164 с.

ISBN 978-589895-396-6

Издание включает описание лабораторного практикума по медицинской физике, созданного в соответствии с тенденциями развития образовательных технологий и возросшим уровнем современной медицины. Практикум содержит 11 работ, каждая из которых базируется на соответствующем методе диагностики физиологических функций человека. Инструментальная составляющая практикума в большей мере реализована на базе аппаратных разработок отечественного производителя медицинского оборудования «Тритон ЭлектроникС» (Екатеринбург). Комплекс приборов позволяет в достаточной мере отразить в учебном процессе современные методы для получения и регистрации медико-биологической информации. Учебно-методическое обеспечение практикума содержит описание лабораторных работ, где кратко отражены физиологические основы жизнедеятельности тех или иных систем организма, подробно изложены физические принципы и законы, лежащие в основе функционирования живых систем и методов диагностики, а также практические рекомендации по выполнению лабораторных занятий.

Руководство предназначено для обучения студентов медицинских вузов, а также может быть полезным при подготовке специалистов в классических университетах и технических институтах.

Составители:

Бляхман Ф.А., Соколов С.Ю., Шкляр Т.Ф., Двинина М.А., Мельников П.С., Крохалев В.Я., Топтыгина Н.А., Шмелева М.А., Щеткова Е.В., Босинич А.В., Телешев В.А., Рыжик Л.А.

Редакторский коллектив:

Бляхман Ф.А., Двинина М.А., Соколов С.Ю., Шкляр Т.Ф.

Ответственный редактор д.б.н., профессор Бляхман Ф.А.

Рецензенты:

Скулкина Н.А. - д.ф.- м.н., профессор кафедры общей и молекулярной физики ГОУ ВПО «Уральский государственный университет им. А.М. Горького»

Бабушкин А.Н. - д.ф.- м.н., профессор, руководитель инновационного научно-образовательного центра «Медицинская физика» ГОУ ВПО «Уральский государственный университет им. А.М. Горького».

ISBN 978-589895-396-6

© УГМА, 2009

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие	4
АУДИОМЕТРИЯ: физические аспекты слуха	
<i>Рыжик Л.А., Соколов С.Ю., Шкляр Т.Ф.</i>	7
ВАРИАЦИОННАЯ ПУЛЬСОМЕТРИЯ: основы математической статистики	
<i>Соколов С.Ю., Шкляр Т.Ф.</i>	18
ДОПЛЕРОМЕТРИЯ: физические основы эффекта Доплера	
<i>Мельников П.С., Соколов С.Ю.</i>	33
КАПНОМЕТРИЯ: физические основы спектроскопии	
<i>Крохалев В.Я.</i>	47
МАНОМЕТРИЯ: физические основы насосной функции сердца и измерения артериального давления	
<i>Бляхман Ф.А., Мельников П.С., Соколов С.Ю.</i>	60
ПУЛЬСОВАЯ ОКСИМЕТРИЯ: физические основы поглощения света веществом	
<i>Двинина М.А.</i>	78
РЕОГРАФИЯ: физические основы электрической проводимости биологических тканей	
<i>Топтыгина Н.А.</i>	91
УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭХОЛОКАЦИЯ: физические основы распространения звуковых волн	
<i>Соколов С.Ю.</i>	105
ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЯ: физические основы кровотока (гемодинамики)	
<i>Шмелева М.А.</i>	187
ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ: физические основы теории Эйнтховена	
<i>Щеткова Е.В.</i>	133
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ: электротехнические основы усиления биопотенциалов	
<i>Богинич А.В., Соколов С.Ю., Телешев В.А.</i>	149

Предисловие

Вниманию читателя предложен труд творческого коллектива авторов методической разработки «Руководство для лабораторного практикума по медицинской физике». Лабораторный практикум и методическое руководство для его использования созданы и внедрены на кафедре медицинской физики, информатики и математики ГОУ ВПО «Уральская государственная медицинская академия». Потребность в лабораторном практикуме была продиктована тенденциями развития образовательных технологий, с одной стороны, и возросшим уровнем современной медицины, с другой стороны. При проектировании, разработке и реализации практикума решался ряд следующих задач:

- стимулировать интерес студентов к дисциплине «медицинская физика»,
- развить у студентов практические навыки получения медико-биологической информации с использованием современных технических средств,
- убедить студентов, что в основе функционирования живых систем и современных методов получения медико-биологической информации лежат физические законы и явления,
- в доступной для понимания форме раскрыть теоретические аспекты физических принципов и инженерных решений в основе лабораторных работ,
- на практике продемонстрировать студентам информативную ценность методов медицинской диагностики для понимания физиологических механизмов функционирования живых систем,
- укрепить навыки практического использования компьютерных средств и программ,
- стимулировать интерес студентов к научно-исследовательской работе,
- получить информацию для ее последующего использования при обучении студентов дисциплине «медицинская статистика».

Практикум содержит 11 работ, каждая из которых базируется на соответствующем методе диагностики физиологических функций человека. Инструментальная составляющая практикума в большей мере реализована на базе аппаратных разработок отечественного производителя медицинского оборудования «Тритон ЭлектроникС» (Екатеринбург). Некоторые работы опираются на оборудование

зарубежных производителей, а также на технические решения, предложенные авторами данной разработки. Комплекс приборов позволяет в достаточной мере отразить в учебном процессе современные методы для получения и регистрации медико-биологической информации.

Программные средства для практических занятий разработаны доцентом кафедры, к.ф.-м.н. Соколовым С.Ю. Они позволяют в удобной форме сохранять получаемую информацию, наглядно визуализировать ее, а также производить необходимую обработку данных. Все это, в конечном итоге, позволяет студентами получить результаты исследований по работе и подготовить отчет о ее выполнении.

Учебно-методическое обеспечение практикума содержит подробное описание лабораторных занятий, где для каждой работы имеется несколько разделов. В частности, «введение» в краткой форме отражает физиологический базис функционирования тех или иных систем организма, измерению параметров которых посвящена данная работа. Раздел «физические основы», подробно излагает физические принципы и законы, лежащие в основе функционирования живых систем и методов диагностики. В разделе «практические рекомендации по выполнению работ» приведена последовательность операций, необходимая для успешного проведения лабораторного занятия.

Ход выполнения практических занятий построен таким образом, чтобы студент мог понять диагностическую ценность того или иного метода, иначе, оценить чувствительность данного метода к физиологическим изменениям в организме. Для этого в большинстве работ исполнителю предлагается выполнить различные физиологические пробы, например, тест с физической нагрузкой или ортостатическую пробу. Сопоставление результатов измерений до- и после выполнения пробы дает возможность количественно охарактеризовать информативную ценность используемых в работах методов.

Все практические задания предусматривают возможность сохранения результатов в базе данных практикума. Это позволяет накапливать материалы измерений для последующей систематизации и статистической обработки. Кроме того, данные, полученные в ходе выполнения работ, не требующих специальных навыков и умений, например, манометрия или вариационная пульсометрия, могут быть использованы в научных целях.

В создании методического руководства принимали участие практически все сотрудники кафедры, имеющие многолетний педагогический стаж и опыт

преподавания медицинской физики в академии. Их фамилии отражены в оглавлении пособия. При подготовке издания была использована дополнительная литература, а также заимствованы некоторые иллюстрации других авторов, фамилии которых цитируются в конце каждой работы.

В редакторский коллектив руководства вошли ученые и специалисты междисциплинарного профиля с опытом преподавания смежных с медицинской физикой предметов в различных вузах. Каждый из них принимал непосредственное участие в подготовке и редактировании всех работ.

Выражая мнение редакторского коллектива, следует отметить, что разработанный практикум по медицинской физике может быть полезным не только для обучения студентов медицинских вузов. Он может также найти применение при подготовке будущих специалистов в классических университетах и технических институтах, где в последнее время уделяется должное внимание медико-биологическому направлению в образовании. Мы надеемся, что поставленные при создании практикума задачи, были реализованы в полной мере. Во всяком случае, первый опыт использования нашей разработки в академии дает основание полагать, что это действительно так и есть.

Ответственный редактор издания - заведующий кафедрой медицинской физики, информатики и математики УГМА, д.б.н., профессор Бляхман Ф.А.

АУДИОМЕТРИЯ

Введение

Аудиометрия это метод исследования остроты слуха, то есть способности человека воспринимать звуки. Звук – это колебания молекул, из которых состоит упругая среда (в данном случае – воздух), распространяющаяся в виде продольной волны с зонами выше или ниже среднего давления. Амплитуда таких изменений давления называется *звуковым давлением*. Скорость распространения волны в воздухе составляет примерно 335 м/сек. Чтобы звук можно было услышать, он должен превысить определенный уровень звукового давления. Этот *слуховой порог* зависит от частоты звука. В норме здоровый молодой человек способен слышать в частотных пределах от 16 до 20000 Гц.

Восприятие звуковых волн обеспечивается согласованной работой трех отделов органа слуха: периферическим отделом (среднее ухо), внутренним отделом и центральной слуховой системой. Звуковые волны направляются в слуховую систему через наружный слуховой проход к барабанной перепонке. Мембрана мембранной перепонки замыкает слуховой проход, образуя преграду между ним и средним ухом, в котором находится воздух. Специальная анатомическая система подвижно сочлененных косточек (молоточек, наковальня, стремечко) передает энергию звука во внутреннее ухо. В отличие от среднего, внутреннее ухо заполнено жидкостью (перилимфа) и звуковые колебания передаются в жидкой среде. Рецепторы, расположенные во внутреннем ухе, способны возбуждаться в ответ на изменение давления, вызванное звуковой волной. Возбуждение по центральным отросткам нервных клеток направляется в ЦНС.

Для возбуждения рецепторов внутреннего уха необходимо движение жидкости. Такое движение может быть вызвано не только движением конструкций среднего уха при распространении звука через воздушную среду. Другой путь передачи звуковых колебаний на перилимфу внутреннего уха – колебания костей черепа. Это явление называется *костной проводимостью*. Хотя в повседневной жизни костная проводимость не так существенна, она широко используется в диагностических целях.

Физические аспекты слуха

Интенсивность звука (I) определяется как плотность потока энергии звуковой волны, т.е. количество энергии E , переносимой за одну секунду через единицу площади фронта волны, перпендикулярную к направлению распространения волны:

$$I = \frac{E}{S \cdot t} \quad [I] = \text{Дж/м}^2\text{с} = \text{Вт/м}^2$$

Звуковое давление P связано с интенсивностью звука I соотношением:

$$I = \frac{P^2}{2\rho v}$$

и определяется как максимальное добавочное давление (над средним атмосферным давлением воздуха), образующееся в участках сгущения частиц воздуха в звуковой волне, выражается в Па. При изучении звуков вводится также понятие удельного акустического сопротивления среды $Z = \rho v$, характеризующее ее акустические свойства. В приведенных формулах ρ - плотность среды, v - скорость звука.

Кроме величин, характеризующих звуковую волну: (интенсивность звука и звуковое давление), к другим физическим параметрам звука относятся частота (период), амплитуда и фаза колебаний. Колебания с частотой меньше 16 Гц не воспринимаются ухом и называются *инфразвуком*. Механические продольные колебания с частотой выше 20000 Гц не слышны и называются *ультразвуком*.

Звуки могут быть простыми, состоящими из одного синусоидального колебания (чистые тона, образующиеся при гармоническом колебании среды, например, от камертона), и сложными, характеризующимися колебаниями нескольких различных частот. Сложный тон образуется как результат сложения нескольких простых тонов, когда к основному тону (тону наименьшей частоты) добавляются простые тона - обертоны, которые создают тембр, то есть "окраску" звука.

График такого тона есть сложная периодическая кривая, которая методами гармонического анализа может быть разложена на простые колебания. Совокупность их называется *акустическим спектром*. Для сложного тона он линейчатый (рис.1).

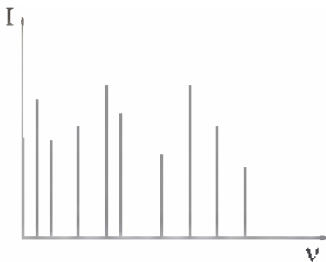


Рис.1

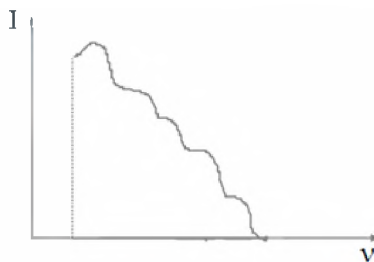


Рис.2

Шум (треск, шелест и другое) - звук, представляющий собой результат сложения беспорядочно изменяющихся по частоте, длительности и интенсивности сложных тонов. Спектр шума сплошной (рис. 2). Звуковой удар - это кратковременное звуковое воздействие, например хлопок или взрыв.

Звуки оцениваются и по субъективному восприятию их слуховым аппаратом. Выделяются так называемые *физиологические характеристики звука*: высота звука, тембр, громкость. Они связаны с физическими характеристиками.

Высота звука зависит от частоты колебаний. Для сложных тонов она определяется частотой основного тона. Тембр сложного тона зависит от акустического спектра. Громкость звука (уровень слухового ощущения) связана с интенсивностью звука и зависит от амплитуды и частоты колебаний. График зависимости восприятия звука от его интенсивности и частоты колебаний представлен на рис.3. Нижняя кривая называется порогом слышимости. Это наименьшая интенсивность звука данной частоты, вызывающее слуховое ощущение.



Рис. 3. Зависимости восприятия звука от его интенсивности(I) и частоты (f) [1]

Верхняя кривая - порог болевого ощущения. Это наименьшая интенсивность звука данной частоты, вызывающая боль. Таким образом, каждая из этих кривых является кривой одинаковой громкости: верхняя соответствует громкости, вызывающей боль на всех частотах звука, нижняя - порог слышимости.

Для количественного описания остроты слуха вводятся пороговые точки. Порог слышимости - это минимальная интенсивность звука данной частоты ещё воспринимаемая человеческим ухом (или минимальное слуховое давление). Для нормального слуха порог слышимости при частоте 1000 Гц принимается равным:

$$I_0 = 10^{-12} \text{Вт/м}^2; P_0 = 2 \times 10^{-5} \text{Па.}$$

Порог дискомфорта - максимальная интенсивность (звуковое давление) звука данной частоты, не вызывающего неприятных ощущений.

При частоте 1000 Гц порог дискомфорта равен:

$$I_g = 10^{-2} \text{Вт/м}^2; P_g = 2 \text{Па.}$$

Болевой порог - это минимальная интенсивность звука (звуковое давление), начиная с которой возникают болевые ощущения.

При частоте 1000 Гц болевой порог $I_b = 10 \text{Вт/м}^2; P_b = 63 \text{Па}$.

Уровень ощущения тона 1000 Гц называется уровнем громкости. Из физиологии известно, что вследствие адаптации для любых органов чувств справедлив психофизиологический закон Вебера - Фехнера.

Для слухового восприятия уровень громкости E по этому закону прямо пропорционален десятичному логарифму отношения интенсивности данного звука I к её пороговому значению $E = k \lg(I/I_0)$

Для так называемой стандартной частоты 10^3 Гц, к которой человеческое ухо обладает наибольшей чувствительностью, коэффициент пропорциональности k принимают равным 1.

Отношение интенсивностей болевого порога и порога слышимости $I_b/I_0 = 10^{13}$.

Поскольку в формулу для громкости на стандартной частоте $E = \lg(I/I_0)$ входит логарифм отношения интенсивностей звуков, то всю шкалу звукового восприятия удобно разделить на 13 уровней или единиц. Эта единица шкалы называется «бел».

Бел - единица шкалы интенсивности звука, соответствующая изменению уровня интенсивности в 10 раз. Количество n белов, характеризующее уровень силы данного звука, показывает степень, в которую надо возвести 10, чтобы получить число,

указывающее во сколько раз интенсивность данного звука I_n больше интенсивности звука I_0 на пороге слышимости:

$$I/I_0 = 10^n \text{ или } I^n = I_0 \times 10^n = 10^{-12} \times 10^n \text{ (Вт/м}^2\text{)}.$$

Если два звука I_1 и I_2 по интенсивности отличаются, например, на α белов, то это означает, что $I_1/I_2 = 10^\alpha$

Логарифмируя, получим;

$$\alpha = \lg(I_1/I_2) \text{ (бел)}$$

Если уровень интенсивности звука равен 9 белам, то это означает:

$$9 = \lg(I/I_0) \text{ или } I = I_0 \times 10^9$$

Учитывая значение I_0 , получаем интенсивность данного звука:

$$I = 10^{-12} \times 10^9 = 10^{-3} \text{ (Вт/м}^2\text{)}$$

Наряду с белами широко применяются децибелы (дБ). В этом случае α будет равно:

$$\alpha = 10 \times \lg(I_1/I_2)$$

Шкала громкости построена в соответствии со шкалой интенсивности звука: тоже 13 уровней или единиц громкости, которые тоже называются белом. Коэффициент k в законе Вебера - Фехнера сильно зависит от частоты и принят за единицу только для тона 10^3 Гц. Поэтому число белов по шкале громкости и по шкале интенсивности численно совпадают для этого тона. На практике для оценки уровня интенсивности звука часто используется единица в 10 раз меньше бела, называемая децибелом.

Децибел громкости называется фоном $E(\text{фон}) = 10 \times \lg(I/I_0)$

Таким образом, фон соответствует изменению громкости тона 10^3 Гц при изменении интенсивности звука на 1 децибел.

Метод аудиометрии, особенности использования в медицинской практике

Для выявления нарушений слуха и локализации повреждений слухового аппарата разработаны многочисленные тесты и методы. *Аудиометрия* как метод

исследования остроты слуха, является одним из основных методов диагностики заболеваний слухового аппарата.

Наиболее важным и широко распространенным клиническим тестом является *пороговая аудиометрия*. Так как острота слуха определяется, главным образом, порогом восприятия, то этот метод сводится к определению наименьшей силы звука, воспринимаемой человеком при разных частотах. Поскольку исследование проводится при условиях порога слышимости, то метод называется пороговым. При этом на каждой частоте пациент слышит гармонический тон, поэтому метод называется тональным.

Метод тональной пороговой аудиометрии это метод исследования слуха пациента, определяющий потери слуха при повышении уровня звукового давления в сравнении с нормой.

Соответствующие приборы для реализации метода называются аудиометрами, а построенные кривые порога слышимости называются *аудиограммами*. Аудиограмма представляет собой графическое отображение зависимости уровня порога слышимости (в дБ) от частоты звука (Гц). Типичная аудиограмма, полученная в результате обследования здорового пациента молодого возраста представлена на рис.4. В табл. 1 приведены значения порогов слышимости, принятые международным стандартом ISO/R-226.

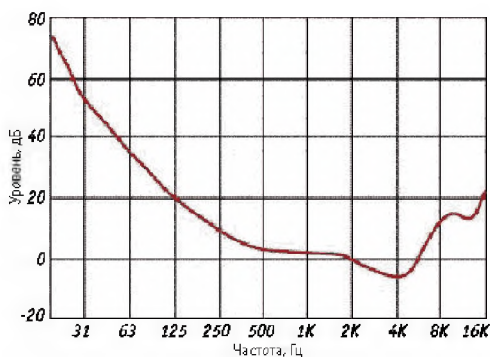


Рис. 4. Нормальная кривая порогов абсолютной слуховой чувствительности [2]

Табл. 1. Стандартизованные значения порогов слышимости в норме

Частота, Гц	100	200	400	800	1000	2000	3150	5000	8000	12500
Уровень, дБ	25.1	13.8	7.2	4.4	4.2	1.0	-3.6	-1.1	15.3	11.6

Потеря слуха у пациента определяется сравнением полученной аудиограммы со стандартной. Потерю слуха принято оценивать по повышению уровня порога слышимости пациента по сравнению с нормой (т.е. кривая порога слышимости для больного будет расположена выше, чем для этиологически нормального лица).

Ухудшение слуха или глухота это обычная патология, особенно, у пожилых людей. На рис 5 показаны аудиограммы для лиц различного возраста по отношению к норме, уже показанной на рис. 4. Видно, что старческая тугоухость сначала становится заметной в высокочастотном диапазоне. У 60-летних на частоте 8 кГц, в среднем, слух снижается приблизительно на 40 дБ, а на частоте 4 кГц на 30 дБ.

Проблема ухудшение слуха чрезвычайно актуальна в настоящее время, когда наблюдается массовое снижение порогов слуха, особенно, у молодежи. Вопрос о патогенезе ранней тугоухости остается открытым, наблюдаемые отклонения слухового восприятия часто связывают с особенностями воздействия внешней среды.

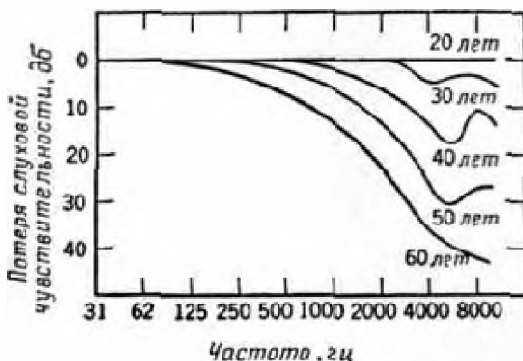


Рис. 5. Прогрессивная возрастная потеря чувствительности на высоких частотах [4]

На рис. 6А показана аудиограмма, снятая относительно нулевого уровня для 20-летнего и 60-летнего испытуемых. Видно, что кривая зависимости уровня порога

слышимости (в дБ) от частоты звука (Гц) в пожилом возрасте сдвигается вверх. Обычно на практике снимают аудиограммы относительно стандартных порогов, как показано на рис.6Б.

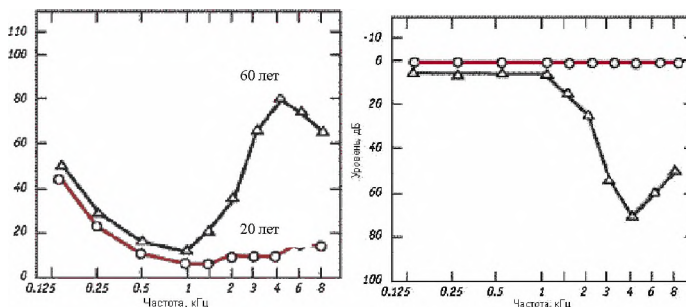


Рис. 6. Аудиограммы для лиц 20-летнего и 60-летнего пациентов [2]

А. Аудиограммы, снятые относительно нулевого уровня.

Б. Аудиограммы, снятые относительно стандартных порогов.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Какова природа звука? Что такое простой тон, сложный тон, шум?
- Каков диапазон частот, воспринимаемых ухом человека?
- 3 Физические характеристики звука.
- Характеристики звукового ощущения и их связь с физическими характеристиками звука.
- Что такое порог слышимости, порог болевого ощущения?
- Закон Вебера-Фехнера.
- Единицы измерения уровней интенсивности и громкости звука.
- Что представляет собой аудиограмма?
- Использование звуковых методов исследования в медицине.

Цитируемая литература

1. Ремизов А.Н. «Медицинская и биологическая физика» Москва, Дрофа, 2007г.
2. Алдошина И.А. Основы психоакустики. <http://inform-hifi.narod.ru>
3. Дж. К. Р. Ликлайдер. Основные корреляты слухового стимула. Экспериментальная психология (том 2), Handbook of experimental psychology. Edited by S.S.Stevens. John Wiley & Sons, Inc., New York Chapman & Hall, Ltd., London 1951, Издательство иностранной литературы, Москва, 1963
4. Morgan C. T., Physiological psychology, New York, McGraw-Hill, 1943

Практические рекомендации по выполнению работы

Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедиться, что головные телефоны подключены к компьютеру.
2. Откройте на компьютере папку «Лабораторный практикум» и запустите программу «Аудиометрия». Элементы управления и индикации программы показаны на рис. 7.

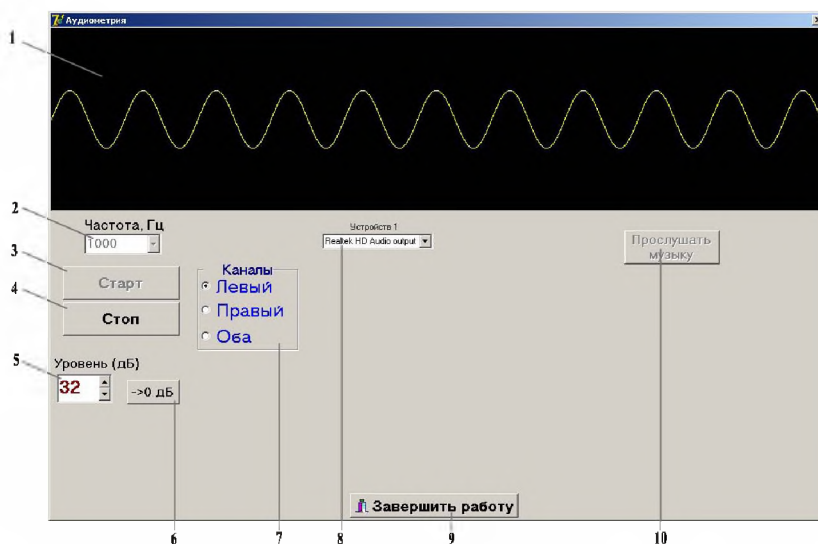


Рис. 7. Основное окно программы «Аудиометрия».

- 1 – графическое представление текущего гармонического сигнала, подаваемого на наушники;*
- 2 – установка частоты тона;*
- 3 – кнопка включения генерации тона;*
- 4 – кнопка выключения генерации тона;*
- 5 – установка уровня звука;*
- 6 – кнопка быстрого сброса уровня в ноль;*
- 7 – переключатель источника звука – только левый наушник, только правый и оба;*
- 8 – индикация и выбор текущего звукового устройства компьютера;*
- 9 – кнопка завершения работы и выхода из программы;*
- 10 – кнопка запуска проигрывания музыкального файла.*

3. Наденьте наушники на голову, переключите вывод звука только на левое ухо.

Внимание! *В отличие от медицинских учреждений, где проверка слуха проводится в звукоизолированном помещении, в учебной лаборатории имеются источники шума! Поэтому во время съемки аудиограммы необходимо свободной рукой плотно прижимать наушник к уху, на которое в данный момент подается тоновый сигнал.*

4. Установите первую частоту тона, а уровень в ноль.
5. Нажмите кнопку «Старт».
6. Увеличивая громкость подаваемого звука с шагом 1 дБ, установите уровень, при котором только начинаете слышать заданный тон. Зафиксируйте в тетради установленный уровень (порог) слышимости на данной частоте.
7. Определение порога слышимости на каждой частоте необходимо провести три раза с последующим усреднением результатов.
8. Нажмите кнопку «Стоп». Установите следующую частоту тона. Повторите измерения согласно пп. 5-8 для каждой частоты.
9. Переключите вывод звука только на правое ухо. Повторите всю последовательность измерений согласно пп. 5-8.
10. Для проверки влияния источников громких звуков на чувствительность органов слуха перейдите к прослушиванию музыкального фрагмента на повышенной громкости. Для этого нажмите кнопку «Прослушать музыку». Появится панель управления проигрывателя музыкального файла (рис. 8). При этом уровень воспроизведения автоматически переключится в 60 дБ, также звук будет идти из правого и левого наушников.

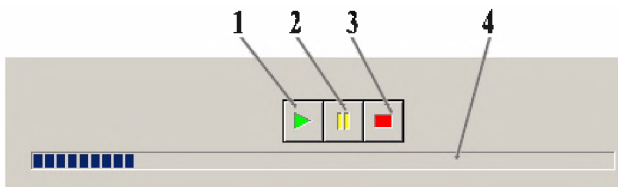


Рис. 8. Панель управления проигрывателя музыкального файла

Органы управления и индикации:

1 – Начать проигрывание; 2 – Пауза; 3 – Завершить проигрывание и выйти из этого режима; 4 – Индикация прогресса проигрывания.

11. Нажмите кнопку 1 (рис. 8). Начнется воспроизведение музыкального фрагмента.

Внимание! Желательно подобрать уровень воспроизведения максимально возможным, но до появления у слушателя неприятных ощущений!

12. После окончания прослушивания нажмите кнопку 3 (рис. 8). Органы управления проигрывания автоматически закроются.

13. Проведите повторное исследование частотной зависимости порога слышимости для обеих ушей согласно пп. 5-9.

Работа с данными

1. Постройте кривую абсолютной слуховой чувствительности для каждого уха в отдельности подобно тому, как показано на рис. 4.
2. Вычислите относительную чувствительность подобно тому, как показано на рис. 5 и 6Б, сопоставив для этого собственные результаты.
3. Проведите сравнительный анализ между слуховой чувствительностью разных ушей.
4. Постройте кривую абсолютной слуховой чувствительности после прослушивания музыкального фрагмента.
5. Сопоставьте результаты, сделайте выводы.

ВАРИАЦИОННАЯ ПУЛЬСОМЕТРИЯ

Введение

Вариационная пульсометрия - это один из методов анализа variability сердечного ритма. Данный подход является современной методологией и технологией исследования и оценки состояния регуляторных систем организма, в частности, функционального состояния различных отделов вегетативной нервной системы. Регуляция сердечного ритма в физиологических условиях является результатом ритмической активности пейсмекеров синусового узла (клеток, генерирующих электрическое возбуждение сердца) и модулирующего влияния вегетативной и центральной нервной систем, а так же ряда гуморальных и рефлекторных воздействий.

Основная информация о состоянии систем, регулирующих ритм сердца, заключена в "функции разброса" длительностей кардиоинтервалов. Синусовая аритмия отражает сложные процессы взаимодействия различных контуров регуляции сердечного ритма. Наиболее простой моделью является двухконтурная модель регуляции сердечного ритма (Баевский Р.М., 1968). Она основывалась на кибернетическом подходе, при котором система управления синусовым узлом представлялась в виде двух взаимосвязанных контуров: центрального и автономного, управляющего и управляемого с каналами прямой и обратной связи.

Методы изучения variability сердечного ритма можно условно разделить на три группы: 1) методы статистической оценки числового массива кардиоинтервалов; 2) методы оценки связи между кардиоинтервалами; 3) методы выявления скрытой периодичности динамического ряда кардиоинтервалов (Баевский, Кириллов, Клецкин, 1984). Согласно недавно опубликованным стандартам Европейского Кардиологического общества и Североамериканского общества электрофизиологов (Heart rate variability, 1996) выделяют две группы методов - временные (Time Domain Methods) и частотные (Frequency Domain Methods).

К временным методам относятся статистический анализ и геометрические методы, к частотным - спектральный анализ. Наибольшее применение в России (СССР) за последние 30 лет получили следующие пять методов анализа ритма сердца: 1) Статистический анализ. 2) Вариационная пульсометрия - соответствует геометрическим методам по европейско-американским стандартам. 3) Автокорреляционный анализ. 4) Корреляционная ритмография. 5) Спектральный анализ. Эти методы являются наиболее распространенными, и в настоящее время

накоплен большой опыт их применения в различных областях клинической медицины и прикладной физиологии.

В настоящей работе для оценки variability сердечного ритма будет использован метод вариационной пульсометрии. Метод основан на установлении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Поэтому, прежде чем приступить к выполнению данной работ, нам потребуется уяснить определенные основы математической статистики.

Основы математической статистики для метода вариационной пульсометрии

Случайные величины

Параметры и функции биологических систем (например, температура тела человека, артериальное давление, частота сердечных сокращений, уровень сахара в крови), равно как и параметры технологических процессов (например, на фармацевтических производствах) подвержены различным изменениям, зависящим как от внешних условий, так и от внутренних особенностей систем. То есть, эти параметры нельзя предсказать с высокой точностью, их величина в каждый момент времени для наблюдателя является случайным числом.

Случайные величины могут быть либо дискретными, либо непрерывными. Дискретной называют случайную величину, принимающую определенные числовые значения. Например, число дождливых дней в году, число машин, проехавших через перекресток в течение суток, число пациентов, обратившихся к участковому врачу в течение месяца и так далее. Случайную величину называют непрерывной, если она может принимать любые значения из некоторого конечного или бесконечного интервала. Например, продолжительность жизни человека есть непрерывная случайная величина, так как она может быть определена с любой точностью (число прожитых лет; число лет и месяцев; число лет, месяцев и недель и т.д.)

В противоположность случайным величинам, значения параметров системы или процессов, которые можно точно предсказать в любой момент времени, называются детерминированными величинами или процессами.

В силу «непредсказуемости» случайных процессов, можно говорить о вероятности тех или иных случайных значений или функций, характеризующих состояние технологических или биологических систем. В общем случае все значения случайной величины являются равновероятными (но часто не равновероятными!).

Поэтому случайная величина должна быть задана не только теми значениями, которые она может принимать, но и вероятностями этих значений.

Если для случайной дискретной величины каждому ее значению поставить в соответствие вероятность ее появления, то такой ряд пар чисел называется *рядом распределения*. Например, для подброшенной монеты вероятности ее падения какой-либо стороной вверх будут – «орел» - 0,5; «решка» - 0,5.

Вероятность P того, что случайная величина X находится в интервале от $-\infty$ до x называется интегральной *функцией распределения* случайной величины $F(x)$, то есть

$$F(x) = P\{X \leq x\}.$$

Вероятность попадания случайной величины X в некоторый интервал от x_1 до x_2 может быть вычислена как разность значений интегральных функций распределения на границах интервала:

$$P(x_1 < X < x_2) = F(x_2) - F(x_1) \quad (1)$$

Одномерная дифференциальная функция распределения случайного процесса или плотность вероятности определяется равенством:

$$f(x) = \frac{dF(x)}{dx} \quad (2)$$

Таким образом, с учетом (2) формула (1) запишется в виде:

$$P(x_1 < X < x_2) = \int_{x_1}^{x_2} f(x) dx \quad (3)$$

Числовые характеристики случайной величины

Любая случайная величина (непрерывная или дискретная) может быть охарактеризована некоторыми числовыми параметрами, определяющими ее свойства.

1. Математическое ожидание M - ожидаемое среднее значение случайной величины. Для дискретной случайной величины

$$M = \sum_{i=1}^N x_i p_i \quad (4)$$

где N – число значений случайного процесса X ,

p_i – вероятность каждого значения.

Если все значения равновероятны, $p_i = 1/N$ для всех i .

Для непрерывной случайной величины

$$M = \int_{-\infty}^{\infty} x \cdot f(x) dx \quad (5)$$

2. Дисперсия D - характеристика рассеяния случайной величины вокруг ее среднего значения. Для дискретной случайной величины

$$D = \sum_{i=1}^N (x_i - M)^2 p_i ,$$

Для непрерывной:

$$D = \int_{-\infty}^{\infty} (x - M)^2 \cdot f(x) dx$$

3. Удобной характеристикой рассеяния случайной величины является среднее квадратическое отклонение σ , равное:

$$\sigma = \sqrt{D}$$

Математическая зависимость между значениями случайной величины и их вероятностями называется *законом распределения*. Существуют различные виды этих законов (нормальный, Пуассона, биномиальный и другие).

Определение закона распределения случайной величины необходимо по двум причинам: во-первых, этот закон достаточно полно описывает случайную величину, что является, само по себе, ценным.

Во-вторых, зная закон распределения случайной величины, можно решать задачи о значимости отклонений этой величины от среднего значения, о влиянии на нее внешних факторов, о связи с другими случайными величинами и так далее.

Поскольку особо важным на практике является нормальный закон распределения, то часто приходится решать вопрос о том, подчиняется или нет экспериментальная случайная величина этому закону.

Нормальный закон распределения Гаусса имеет вид:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(x-M)^2}{2\sigma^2}} \quad (6)$$

Как видно из формулы (6), нормальный закон распределения полностью характеризуется двумя параметрами M и σ . Поэтому случайная величина,

распределенная по нормальному закону, вполне может быть задана двумя этими параметрами.

Кривая распределения Гаусса имеет колоколообразную форму (рис.1).

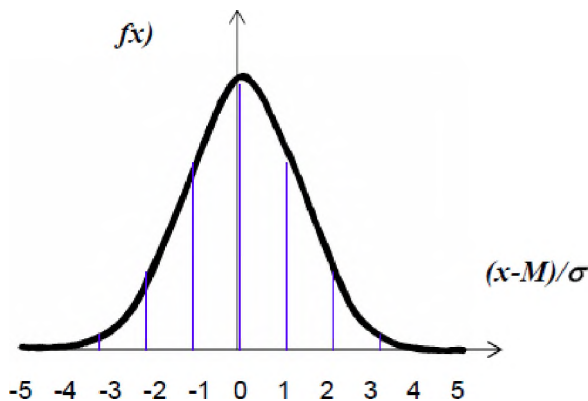


Рис. 1. Нормальный закон распределения (Гаусса) в графическом представлении.

Максимальная ордината кривой $f_{max} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma}$ соответствует точке $x = M$.

Среднеквадратичное отклонение σ характеризует ширину кривой распределения. Зная функцию плотности распределения (6), можно определить вероятность попадания случайной величины на некоторый участок (x_1, x_2) . Эта вероятность выражается разностью двух нормальных функций распределения

$$\Phi(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^z e^{-\frac{t^2}{2}} dt$$

$$P(x_1 < x < x_2) = \Phi(z_2) - \Phi(z_1) \quad (7)$$

где параметры:

$$Z_2 = \frac{x_2 - M}{\sigma} ; \quad Z_1 = \frac{x_1 - M}{\sigma}$$

Выражение (7) определяет вероятность попадания на участок (x_1, x_2) случайной величины, распределенной по нормальному закону, через интегральную функцию распределения $\Phi(z)$, значение которой можно взять из таблиц.

Интегральная функция распределения $\Phi(z)$ для нормального закона имеет свойства:

$$1. \Phi(-\infty) = 0 \quad \Phi(\infty) = 1$$

$$2. \Phi(-z) = 1 - \Phi(z)$$

3. Можно рассчитать вероятность попадания случайной величины X в данный интервал: $(M - \sigma, M + \sigma)$; $(M - 2\sigma, M + 2\sigma)$; $(M - 3\sigma, M + 3\sigma)$

$$P(M - \sigma < x < M + \sigma) = 0,68$$

$$P(M - 2\sigma < x < M + 2\sigma) = 0,95$$

$$P(M - 3\sigma < x < M + 3\sigma) = 0,997$$

Таким образом, при нормальном распределении 68% значений случайной величины лежат в пределах $\pm \sigma$ от среднего значения M , 95% в пределах от $\pm 2\sigma$ от M , 99,7% в пределах $\pm 3\sigma$ от M .

Как и другие законы распределения, нормальный закон является математическим выражением реальных закономерностей, существующих в случайных явлениях. В частности, частота (период) сердечных сокращений распределены по нормальному закону. Для проверки гипотезы о соответствии закона распределения случайной величины нормальному закону применяют *критерий Пирсона*. Эту математическую величину иначе называют, *критерий X^2* (хи-квадрат), так как принятие и отклонение гипотезы основываются на *X^2 -распределении*.

Критерий Пирсона

Достоинством критерия Пирсона является его универсальность: с его помощью можно проверять гипотезы о различных законах распределения. Пусть получена выборка случайных величин достаточно большого объема n с большим количеством различных значений вариант (конкретных значений случайной величины). Для удобства ее обработки, разделим интервал от наименьшего до наибольшего из значений вариант на s равных частей. Будем считать, что значения вариант, попавших в

каждый интервал, приближенно равны числу, задающему середину интервала. Подсчитав число вариант, попавших в каждый интервал, составим, так называемую, *сгруппированную выборку*:

варианты..... x_1 x_2 ... x_s

частоты..... n_1 n_2 ... n_s ,

где x_i – значения середин интервалов, а n_i – число вариант, попавших в i -й интервал (эмпирические частоты).

По полученным данным можно вычислить выборочное среднее и выборочное среднее квадратическое отклонение σ_B . Проверим предположение, что генеральная совокупность распределена по нормальному закону с параметрами $M(X) = M = \sum_{i=1}^N x_i p_i$, $D(X) = D = \sum_{i=1}^N (x_i - M)^2 p_i$. Тогда, можно найти количество чисел из выборки объема n , которое должно оказаться в каждом интервале при этом предположении (то есть, теоретические частоты). Для этого по таблице значений функции распределения (7) найдем вероятность попадания в i -й интервал:

$$p_i = \Phi\left(\frac{b_i - \bar{x}_e}{\sigma_e}\right) - \Phi\left(\frac{a_i - \bar{x}_e}{\sigma_e}\right)$$

где a_i и b_i – границы i -го интервала. Умножив полученные вероятности на объем выборки n , найдем теоретические частоты: $n_i = n \cdot p_i$. Наша цель – сравнить эмпирические и теоретические частоты, которые, конечно, отличаются друг от друга, и выяснить, являются ли эти различия несущественными, не опровергающими гипотезу о нормальном распределении исследуемой случайной величины, или они настолько велики, что противоречат этой гипотезе. Для этого используется критерий в виде случайной величины

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^s \frac{(n_i - n_i')^2}{n_i'} \quad (8)$$

Можно доказать, что вне зависимости от реального закона распределения генеральной совокупности закон распределения случайной величины (8) при

$n \rightarrow \infty$ стремится к закону распределения с числом степеней свободы $k = s - 1 - r$, где r – число параметров предполагаемого распределения, оцененных по данным выборки. Нормальное распределение характеризуется двумя параметрами, поэтому $k = s - 3$. Для выбранного критерия строится правосторонняя критическая область, определяемая условиями:

$$P(\chi^2 > \chi_{кр}^2(\alpha, k)) = \alpha \quad (9)$$

где α – уровень значимости. Следовательно, область принятия гипотезы о нормальном законе распределения задается неравенством - $\chi^2 < \chi_{кр}^2(\alpha, k)$.

Итак, для проверки гипотезы, что генеральная совокупность распределена нормально – нужно вычислить по выборке наблюдаемое значение критерия:

$$\chi_{набл}^2 = \sum_{i=1}^s \frac{(n_i - n'_i)^2}{n'_i} \quad (10)$$

а по таблице критических точек распределения χ^2 найти критическую точку $\chi_{кр}^2(\alpha, k)$, используя известные значения α и $k = s - 3$. Если $\chi_{набл}^2 < \chi_{кр}^2$ – данную гипотезу принимают, при $\chi_{набл}^2 > \chi_{кр}^2$ ее отвергают.

Особенности метода вариационной пульсометрии, статистические характеристики динамического ряда кардиоинтервалов

Источником исходной информации для метода вариационной пульсометрии являются сигналы устройств, позволяющих регистрировать пульсовую волну в системе кровообращения человека. В частности, для этой цели может подойти оптический пальцевой датчик, используемый для методов пульсоксиметрии и/или фотоплетизмографии. В конкретном случае интерес представляет информация о факте возникновения пульсовой волны, то есть об эффективной систоле сердца (левого желудочка).

Важно! Метод вариационной пульсометрии оперирует информацией о механической деятельности сердца, в отличие от методов вариационной интервалографии на основе анализа электрического сигнала сердца (ЭКГ). Как известно, при ряде сердечно-сосудистых заболеваний частота электрического возбуждения сердца не совпадает с частотой пульса.

Сущность вариационной пульсометрии заключается в получении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Для этого строится кривая распределения - гистограмма. Метод вариационной пульсометрии соответствует геометрическим методам по европейско-американским стандартам. На рис. 2 представлена типичная кривая распределения с обозначенными на ней основными математическими показателями: **Mo** (мода), **AMo** (амплитуда моды), **MxDmN** (вариационный размах - Difference between Maximal and Minimal value). Ниже дается краткая медико-физиологическая интерпретация указанных показателей.

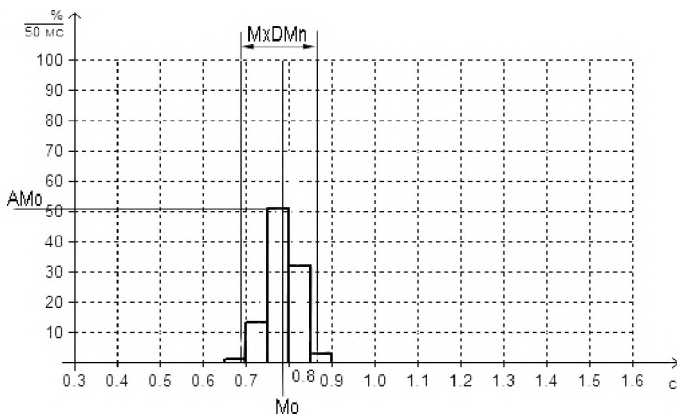


Рис. 2. Гистограмма распределения кардиоинтервалов и основные параметры вариационной пульсометрии (пояснения в тексте) [2]

Мода (**Mo**) – наиболее часто встречающееся в данном динамическом ряде значение кардиоинтервала. В физиологическом смысле – это наиболее вероятный уровень функционирования сердечно-сосудистой системы. При нормальном распределении и высокой стационарности исследуемого процесса **Mo** мало отличается от математического ожидания.

Амплитуда моды (**AMo**) - это число кардиоинтервалов, соответствующих значению моды, в процентах к объему выборки. Этот показатель отражает стабилизирующий эффект централизации управления ритмом сердца, который обусловлен, в основном, степенью активации симпатического отдела вегетативной нервной системы.

Вариационный размах (**MxDMn**) отражает степень вариабельности значений кардиоинтервалов в исследуемом динамическом ряде. Он вычисляется по разности максимального и минимального значений кардиоинтервалов. Следует отметить, что при аритмиях или артефактах могут быть допущены ошибки вычисления этого показателя, если динамический ряд кардиоинтервалов не подвергся предварительному редактированию. При вычислении **MxDMn** следует отбрасывать крайние значения кардиоинтервалов, если они составляют менее 3 процентов от общего объема анализируемой выборки.

При построении гистограмм (или вариационных пульсограмм) первостепенное значение имеет выбор способа группировки данных. В многолетней практике сложился традиционный подход к группировке кардиоинтервалов в диапазоне от 0,40 до 1,30 с и интервалом в 0,05 с (50 мс). Точность вычисления 0,01 с. Гистограмма на рис. 2 (см.) построена в соответствии с общепринятыми требованиями, на это указывает индекс **%/50мс** в обозначении оси ординат.

Таким образом, при построении гистограммы выделяются 20 фиксированных диапазонов длительностей кардиоинтервалов. Это позволяет сравнивать вариационные пульсограммы, полученные разными исследователями. При этом объем выборки, в которой производится группировка и построение вариационной пульсограммы также стандартный – 5 минут.

Другой способ построения вариационных пульсограмм заключается в том, чтобы вначале определить модальное значение кардиоинтервала, а затем, используя диапазоны по 50 мс, формировать гистограмму в обе стороны от Моды.

Статистические характеристики динамического ряда кардиоинтервалов включают: частоту пульса (**Heart Rate-HR**), среднее квадратичное отклонение (**Standard Deviation-SD**), коэффициент вариации (**CV**). Кроме этих “классических” статистических показателей вычисляются четыре разностных показателя. Для этого формируется новый динамический ряд числовых величин-значений разностей между каждым предыдущим и последующим кардиоинтервалами.

Получая ряд разностных значений, удается элиминировать (устранить) постоянную составляющую динамического ряда и все медленные колебания. Поэтому все разностные показатели в той или иной мере отражают активность парасимпатического отдела вегетативной нервной системы, то есть относятся к автономному контуру управления. **SDSD** - это среднее квадратичное отклонение динамического ряда разностных значений, **RMSSD** - это квадратный корень из суммы квадратов разностных значений (Root Mean of Sum Successive Deviations), **NN50 coun** - число разностей, значения которых выше чем 50 миллисекунд, **pNN50** - тоже, но в процентах от общего числа интервалов.

Использование метода вариационной пульсометрии в медицинской практике

Значения варибельности сердечного ритма используются как важный прогностический показатель, например в кардиологии, при оценке риска после острого инфаркта миокарда, при диагностике недостаточности кровообращения, при оценке риска внезапной смерти. Показатели варибельности сердечного ритма применяются также в других разделах медицинской практики для диагностики состояния пациента, для оценки степени тяжести состояния, для контроля за действием лекарственных препаратов и эффективностью проводимого лечения.

Кроме того, вариационная пульсометрия широко применяется в спортивной медицине для оценки состояния спортсмена при тренировках различной степени тяжести. Достоинство метода вариационной пульсометрии заключается в простоте получения данных, высокой чувствительности метода, возможности получить количественную оценку состояния организма при нагрузках.

Известно, что перегрузка отдельного органа или системы в процессе адаптации к физическим или психо-эмоциональным нагрузкам, к неблагоприятному изменению окружающей среды или патологическому процессу, всегда сопровождается оперативной реакцией защитно-компенсаторных механизмов. Эта реакция в первую очередь характеризуется ростом напряженности функционирования регуляторных систем (ЦНС, вегетативной нервной системы, нейро-эндокринной), деятельность которых направлена на компенсацию возникших отклонений от функционального оптимума.

Звенем, согласующим все оперативно-компенсаторные (адаптивные) реакции на уровне органов является система кровообращения. Обладая совершенным аппаратом управления и саморегуляции, эта система чутко реагирует на малейшие изменения

потребностей органов, обеспечивая их адекватным кровоснабжением и одновременно согласуя этот регионарный запрос с гемодинамическими требованиями по жизнеобеспечению разнообразной деятельности целостного организма. Все это дает основания рассматривать систему кровоснабжения в качестве универсального индикатора адаптационно-приспособительной деятельности целостного организма.

Анализ ритма сердца позволяют выявить его волновую структуру, определенную периодичность в изменении продолжительности R-R интервалов. Волновая периодика ритма отражает влияние на синусовый узел центрального и автономного контуров регуляции. Анализ сердечного ритма методом вариационной пульсометрии позволяет дать количественно-качественную оценку текущего функционального состояния организма, а также определить степень физической тренированности пациента.

По данным вариационной пульсометрии вычисляют такой широко используемый показатель, как индекс напряжения регуляторных систем (**И_н**), который вычисляют следующим образом:

$$\mathbf{I_n} = \mathbf{A M_0 / 2 * M_0 * M_x D M_n}.$$

Величина **И_н** в норме колеблется в пределах от 50 до 150 условных единиц. При эмоциональном стрессе и физической работе у здоровых людей значения **И_н** увеличиваются до 300 -500 единиц, а у людей старшего возраста со сниженными резервами такие значения наблюдаются даже в покое. При наличии стенокардии **И_н** достигает 600-700 единиц, а в предынфарктном состоянии даже 900-1100 единиц.

Контрольные вопросы по теме работы

-
- Метод вариационной пульсометрии и его использования в медицине.
- Методы анализа ритма сердца.
- Случайные величины (дискретные и непрерывные).
- Ряд распределения.
- Функция распределения.
- Числовые характеристики случайной величины: математическое ожидание, дисперсия, среднее квадратическое отклонение
- Нормальный закон распределения.

Цитируемая литература

1. Математические методы анализа сердечного ритма. Материалы 1-го Всесоюзного симпозиума. Под ред. Парина В.В. и Баевского Р.М.. М., Наука, 1968.
2. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2001,3, с. 106 -127.
3. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М, Наука, 1984. С. 220.
4. Heart rate variability. Standards of Measurement, Physiological interpretation and clinical use. Circulation, 1996, V.93, P.1043-1065.

Практические рекомендации по выполнению работы

Гистограмма распределения кардиоинтервалов строится по принятой методике исследования вариабельности сердечного ритма. При построении гистограммы берется диапазон 400-1400 мс (0,4-1,4 секунды), который разбивается на 20 интервалов по 50 мс. Теоретическая гистограмма нормального закона распределения строится по формуле, приведенной в теоретической части. В качестве математического ожидания и дисперсии берутся соответствующие значения, вычисленные по полученным данным.

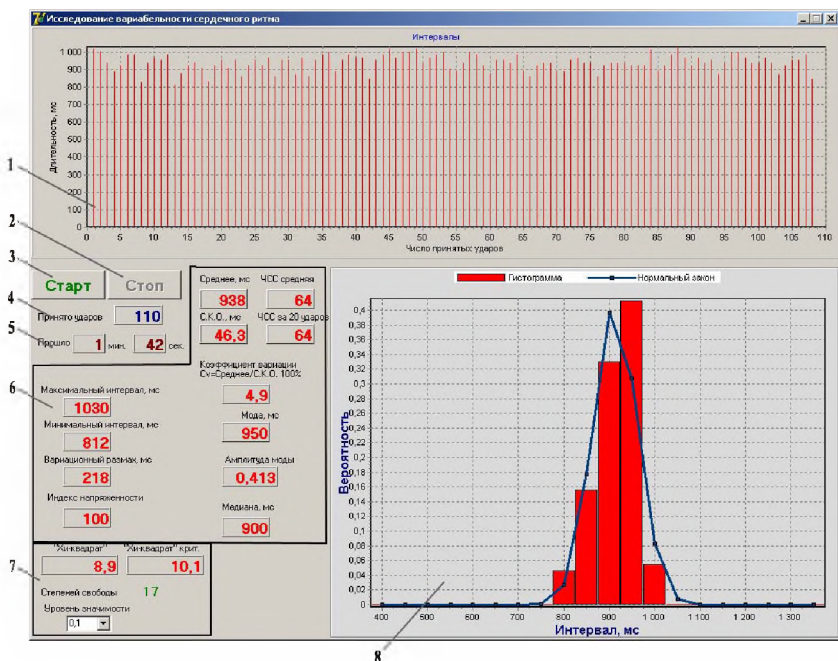
Последовательность операций выполнения работы:

1. Включите аппаратный модуль в электросеть.
2. Запустите программу HRV.exe. Основное окно программы и органы управления и индикации изображены на рисунке ниже.
3. Наденьте пульсометрический фотодатчик на один из пальцев левой руки. Примите спокойное положение, рука не должна быть напряжена, и спокойно лежать на столе. Выждите в таком положении примерно минуту.
4. Нажмите кнопку «Старт» в программе. При нормальном функционировании аппаратуры и программной части будет производиться регистрация сокращений сердца (по данным пульсометрии), измерение интервалов между соседними сокращениями и вычисляться следующие параметры:
 - среднее значение длительности кардиоинтервала;
 - среднеквадратичное отклонение (с.к.о.) интервалов;
 - коэффициент вариации – отношение с.к.о. к среднему значению;

- мода – наиболее вероятное значение интервалов;
 - амплитуда моды – вероятность попадания длительности кардиоинтервалов в 50 мс интервал вблизи моды;
 - частота сердечных сокращений (ЧСС) средняя за все время сбора данных;
 - ЧСС за последние 20 зарегистрированных кардиоциклов;
 - медиана – значение кардиоинтервала для которого число (вероятность) кардиоинтервалов с меньшим значением равно числу (вероятности) кардиоинтервалов с большим, чем медиана, значением;
 - максимальное и минимальное значения зарегистрированных интервалов, а также их разность – вариационный размах;
 - индекс напряженности (формула расчета приводилась ранее).
5. Во время процедуры накопления данных диаграмма 1 будет иллюстрировать процесс построения гистограммы, индикатор 4 будет показывать число зарегистрированных кардиоинтервалов, а в панели 5 – отображаться прошедшее с момента начала регистрации время.

Внимание! При определении параметров распределения кардиоинтервалов для устранения влияния случайных аномальных ошибок на конечный результат из обрабатываемого набора данных автоматически удаляются значения интервалов существенно отклоняющиеся от средней величины. Однако на диаграмме (см. рис. 1) эти аномалии все равно будут отображаться. Основной источник ошибок, прежде всего, связан с нарушением фиксации датчика на руке. **Будьте внимательны, не делайте каких-либо резких движений пальцами руки!**

6. Если после нажатия на «Старт» не началась регистрация – проверьте, включен ли прибор в электрическую сеть. Попробуйте завершить программу и запустить ее снова (обязательно при включенной аппаратной части). Если это не привело к началу регистрации данных – обратитесь к преподавателю.
7. Для получения достоверных данных о параметрах вашего сердечного ритма необходимо производить сбор данных не менее 5 минут – ориентируйтесь на показания индикатора 5.
8. После сбора данных нажмите кнопку «Стоп», запишите все полученные результаты в тетрадь и сохраните гистограмму в памяти компьютера, указав при этом в папке свою фамилию и группу.



Основное окно программы HRV.exe, ее органы управления и индикации.

- 1 – Динамически строящаяся диаграмма длительностей кардиоинтервалов;
- 2 – Кнопка «Стоп» - остановка процесса сбора данных и определения необходимых параметров;
- 3 – Кнопка «Старт» - запуск процесса сбора данных и определения необходимых параметров;
- 4 – число зарегистрированных кардиоциклов;
- 5 – Время, прошедшее с начала процедуры сбора данных;
- 6 – Блок статистических параметров вариабельности сердечного ритма (появляются после регистрации 20 первых кардиоинтервалов, впоследствии обновляются через каждые 10 интервалов);
- 7 – блок параметров и результатов проверки закона распределения зарегистрированных кардиоинтервалов нормальному закону распределения вероятностей (по критерию «Хи-квадрат»)
- 8 – экспериментально построенная (красные столбики) и теоретическая (темно-синяя линия) гистограммы распределения кардиоинтервалов.

ДОПЛЕРОМЕТРИЯ

Введение

Сердечно-сосудистая система состоит из сердца и сосудов – артерий, капилляров и вен. Транспортная функция сердечно-сосудистой системы заключается в том, что сердце (насос) обеспечивает передвижение крови (транспортируемой среды) по замкнутой цепи сосудов (эластических трубок).

В физиологических условиях почти во всех отделах кровеносной системы наблюдается ламинарное, или слоистое течение крови. При таком типе течения жидкость движется вдоль сосуда, причем, все ее частицы перемещаются только параллельно оси сосуда. Линейная скорость кровотока ламинарного типа связана с длиной сосуда, градиентом давления, вязкостью крови, но, главным образом, зависит от диаметра сосуда.

При сокращении сердца кровь поступает из левого желудочка в выходящий тракт (аорту) только во время периода изгнания. В ходе пульсовых колебаний скорость кровотока меняется следующим образом: после открытия аортальных клапанов она резко возрастает, затем к концу периода изгнания падает почти до нуля. От начала периода расслабления и до закрытия створок аортального клапана наблюдается кратковременный обратный ток крови в левый желудочек.

В покое максимальная скорость кровотока в аорте превышает 100 см/сек, средняя скорость в течение всего периода изгнания около 70 см/сек. Поскольку средняя скорость кровотока обратно пропорциональна поперечному сечению сосудов, она значительно ниже в периферических артериях, и особенно в концевых артериях и артериолах (2 – 10 см/сек). Медленнее всего кровь течет в капиллярах – линейная скорость кровотока в них составляет 0,03 см/сек.

Измерение скорости кровотока в магистральных артериях и венах имеет большое диагностическое значение, поскольку косвенно свидетельствует о патологическом изменении геометрии сосуда и упругих свойствах стенки сосудов. В связи с этим, в клинической практике широко применяются методы для регистрации кровотока в крупных сосудах, а также структурах сердца. Одним из наиболее распространенных является ультразвуковой метод определения линейной скорости кровотока на основе эффекта Доплера.

Эффект Доплера базируется на законах волновой физики в целом, и законах акустики (раздел физики, изучающий звуковые явления), в частности. Ультразвуковая доплерометрия - это метод функциональной диагностики, широко применяемый в самых различных областях медицины.

Физические основы эффекта Доплера

Механические волны

Волной называется явление распространения колебаний в среде. При этом колеблющиеся частицы не перемещаются с распространяющимся колебательным процессом, а колеблются около своих положений равновесия. Основные характеристики волны приведены ниже:

период T – промежуток времени, в течение которого любая частица среды совершает одно полное колебание;

частота ν – количество колебаний любой частицы среды за единицу времени (величина обратная периоду);

круговая частота $\omega=2\pi\nu$ – число колебаний за 2π секунд

скорость распространения волны v .

длина волны λ – это расстояние, на которое определённая фаза колебания распространяется за период колебания или, иначе, расстояние, которое пройдет волна за время равное периоду:

$$\lambda = vT = \frac{v}{\nu} \quad (1)$$

Уравнение волны

Уравнение волны выражает зависимость смещения S колеблющейся точки, участвующей в волновом процессе, от координаты её равновесного положения и времени:

$$S = A \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right), \quad (2)$$

где A – амплитуда колебания;

ω – круговая частота;

t – время, отсчитанное от момента начала колебаний;

x – расстояние от начала координат до данной точки;

v – скорость распространения волны.

Поток энергии волны. Вектор Умова

Представим себе волну, распространяющуюся вдоль оси x (рис. 1), и заданную уравнением:

$$S = A \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (3)$$

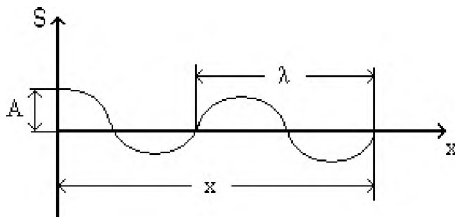


Рис. 1. Схема распространяющейся волны (пояснения в тексте)

Энергия участка среды, в котором распространяется волна, складывается из кинетической энергии E_k и потенциальной энергии E_n . Предположим, что объём участка среды, в которой распространяется волна равен τ , обозначим его массу через m и скорость смещения его частиц через v , тогда:

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2 \quad (4)$$

Замечая, что $m = \rho \tau$, где ρ – плотность среды, и найдя выражение для скорости из (3)

$$v = \frac{\partial S}{\partial t} = -A \omega \sin \omega \left(t - \frac{x}{v} \right).$$

Перепишем выражение для E_k в виде:

$$E_k = \frac{1}{2} \rho \tau A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{v} \right). \quad (5)$$

Потенциальная энергия твёрдого тела, подвергнутого относительной деформации, с учётом коэффициента упругости α равна:

$$E_n = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\alpha} \right) \left(\frac{\partial S}{\partial x} \right)^2 \tau$$

$$\frac{\partial S}{\partial x} = A \frac{\omega}{v} \sin \omega \left(t - \frac{x}{v} \right)$$

$$E_n = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\alpha} \right) \frac{A^2 \omega^2 \tau}{v^2} \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (6)$$

Сравнивая (5) и (6) видно, что E_k и E_n изменяются в одной фазе, то есть рассматриваемые величины одновременно достигают *max* и *min* значений. Этим энергия участка волны существенно отличается от энергии колебания изолированной точки, где при *max* E_k , $E_n = \text{min}$, и наоборот. При колебании изолированной точки полный запас энергии колебания остаётся постоянным. При колебании в среде каждый элемент объёма среды связан с окружающей средой и поэтому энергия из одного участка среды может переходить в другие. Поэтому полная энергия участка среды, в которой распространяется волна, не остаётся постоянной.

Определим полную энергию элемента объёма среды τ складывая (5) и (6)

$$E = E_k + E_n = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\alpha v^2} + \rho \right) A^2 \omega^2 \tau \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{v} \right).$$

Скорость распространения волны в упругой среде $v = \sqrt{\frac{1}{\alpha \rho}}$.

Тогда:

$$E = \rho A^2 \omega^2 \tau \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (7)$$

Таким образом, энергия участка волны пропорциональна квадрату амплитуды колебаний, квадрату частоты и плотности среды.

Введём в рассмотрение объёмную плотность энергии W_ρ

$$W_\rho = \frac{E}{\tau} = \rho A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{v} \right)$$

Тогда поток энергии проходящей за 1 с через площадку S со скоростью v равен:

$$\Phi = W_\rho S v \quad (8)$$

Поток энергии, отнесённый к единичной площадке, ориентированной перпендикулярно направлению распространения волны, называется плотностью потока энергии, или интенсивностью волны (I).

$$I = \frac{\Phi}{S} = W_\rho \cdot v$$

Или в векторном виде

$$\vec{I} = W_\rho \cdot \vec{v} \quad (9)$$

Вектор \vec{I} , показывающий направление распространения волны и равный потоку энергии, проходящей через единичную площадку, перпендикулярную направлению, в единицу времени называется вектором Умова.

Эффект Доплера

Разберём вопрос о том, какова связь между колебаниями, испускаемыми источником, и колебаниями, воспринимаемыми каким либо приёмником, регистрирующим колебания при условии, что приёмник и источник движутся друг относительно друга. При этом условимся, что скорость u источника относительно среды будет положительной, если источник приближается к приёмнику. Если источник удаляется от приёмника, то его скорость будем считать отрицательной. Аналогичное условие введём для знака скорости \tilde{u} приёмника относительно среды: при приближении его к источнику считаем его скорость положительной, при удалении от источника – отрицательной. Скорость распространения колебаний в среде обозначим буквой c .

Рассмотрим несколько условий взаимоотношений источника и приёмника колебаний:

1. Приёмник волн и источник покоятся относительно среды, то есть $u = 0$; $\tilde{u} = 0$. Если колебания улавливаются приёмником, то он воспринимает определенное число колебаний в единицу времени, равное числу волн. Так как в единицу времени волна проходит расстояние c , то число воспринятых приёмником колебаний будет равно:

$$\nu' = \frac{c}{\lambda} = \frac{c}{c \cdot T} = \frac{1}{T} = \nu \quad (10),$$

То есть число колебаний воспринимаемых приёмником в единицу времени, равно числу колебаний, испускаемых в единицу времени источником.

2. Приёмник волн движется относительно среды со скоростью \tilde{u} , источник неподвижен: $u=0$.

а) Приёмник движется к источнику, то есть $\tilde{u} > 0$. В этом случае приёмник за единицу времени уловит большее число волн, чем в том случае, когда приёмник покоится относительно среды, в которой распространяются волны. Действительно, поскольку приёмник движется навстречу волнам, то рассматриваемый случай эквивалентен тому, как если бы волны шли к приёмнику со скоростью, равной сумме скоростей волны ν и скорости приёмника \tilde{u} . Число волн, регистрируемых приёмником в единицу времени будет равно:

$$\nu' = \frac{c + \tilde{u}}{\lambda} = \frac{c + \tilde{u}}{c \cdot T} = \left(1 + \frac{\tilde{u}}{c}\right)\nu \quad (11),$$

То есть число воспринимаемых приёмником колебаний больше числа испущенных колебаний в $(1 + \dot{y}/c)$ раз.

б) Если приёмник удаляется от источника, следовательно, $\dot{y} < 0$. В этом случае число колебаний в единицу времени ν' , воспринятых приёмником, можно выразить той же формулой (11). Однако, так как \dot{y}/c меньше 0, то ν' окажется меньше ν , то есть число колебаний, воспринятых приёмником, будет меньше числа испущенных колебаний.

Изменение частоты колебаний, регистрируемых приёмником, при движении приёмника или источника относительно среды носит название – эффект Доплера.

Ультразвуковые колебания и волны

Раздел физики, в котором изучаются звуковые явления, называется акустикой. Звуковые колебания и волны – частный случай механических колебаний и волн в упругой среде, поэтому для них справедливы закономерности, установленные для механических колебаний.

Ультразвуком называют механические колебания и волны, частоты которых более 20000 Гц. Верхним пределом ультразвуковых частот условно можно считать $10^9 - 10^{10}$ Гц. Этот предел определяется межмолекулярными расстояниями и поэтому зависит от агрегатного состояния вещества, в котором распространяется ультразвуковая волна.

Для получения ультразвуковых волн используется в основном два физических явления: обратный пьезоэлектрический эффект и магнитострикция. В основе работы пьезоэлектрических излучателей лежит способность пластинок, вырезанных определённым образом из кристаллов кварца, турмалина, сегнетовой соли, пьезокерамики или других материалов, изменять свои размеры под влиянием переменного электрического поля. Пьезоэлектрические преобразователи используют в медицине в аппаратах для ультразвуковой терапии и ультразвуковой диагностики.

В основе работы магнитострикционных преобразователей лежит способность тел из ферромагнитных и некоторых других материалов деформироваться в переменном магнитном поле. Они нашли применение, например, в хирургии, стоматологии, фармации.

Действие ультразвука в биологической среде зависит от частоты ультразвука, степени его поглощения, формы ультразвукового поля и его интенсивности. Ультразвук оказывает на биологические системы комплексное воздействие – тепловое,

механическое, химическое, электрофизическое. Благодаря малой длине волны по сравнению со звуковыми волнами в диапазоне слышимости, ультразвук может излучаться в виде направленного луча или фокусироваться с помощью специальных линз. При фокусировании энергия ультразвука концентрируется в малом объёме вещества на некотором расстоянии от излучателя. При этом могут быть достигнуты интенсивности в $10^4 - 10^5$ Вт/см². В ультразвуковых диагностических аппаратах интенсивности излучения не превышают 100-200 мВт/см².

Использование эффекта Доплера в ультразвуковой диагностике

Ультразвуковая диагностика основана на принципе эхолокации, то есть на излучении зондирующего импульса ультразвука и приёме сигналов, отражённых от поверхностей раздела тканевых сред, обладающих различными акустическими свойствами. При измерении скорости кровотока с применением эффекта Доплера в ультразвуковых аппаратах принимается эхо-сигнал, отражённый от клеток крови (рис. 2). Ультразвуковые волны посылаются через сосуд в диагональном направлении и улавливаются отраженные волны. В соответствие с эффектом Доплера, когда частицы крови движутся по направлению к приемнику датчика, частота отраженных волн выше, чем испускаемых, и наоборот.

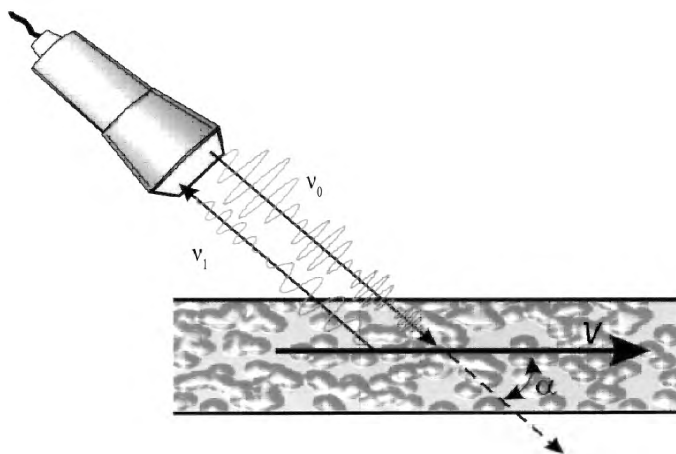


Рис. 2. Схема, поясняющая принцип определения линейной скорости кровотока на основе эффекта Доплера [1]

По разности частот излученного (зондирующего) и эхо-сигнала вычисляется скорость кровотока V по формуле:

$$V = \frac{(v_1 - v_0)c}{2v_0 \cos \alpha},$$

где α - угол между вектором скорости отражателя и вектором ультразвукового луча.

Таким образом, результат измерения скорости зависит от того, насколько ось датчика параллельна направлению кровотока.

Доплерография широко используется в клинической практике в диагностических целях. Например, в пренатальной медицине для оценки состояния плода, что позволяет своевременно обнаружить нарушения в системе мать-плацента-плод. В офтальмологии этот метод используют для исследования скорости кровотока в орбитальных сосудах при глаукоме. Особенно важными являются сведения о скорости течения крови в магистральных сосудах и отделах сердца, для оценки работы клапанного аппарата.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Механическая волна и ее характеристики
- Уравнение волны.
- Поток энергии волны. Вектор Умова.
- Эффект Доплера.
- Ультразвук и способы его получения.
- Действие ультразвука на биологические среды
- Использование ультразвука в медицине.

Цитируемая литература

1. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Ультразвуковая ангиология. М.: «Реальное Время», 2003, 324 с.
2. Color Flow Mapping System CFM800A. VINGMED Sound. User Manual. (Ультразвуковой диагностический аппарат VINGMED CFM800A, руководство пользователя).

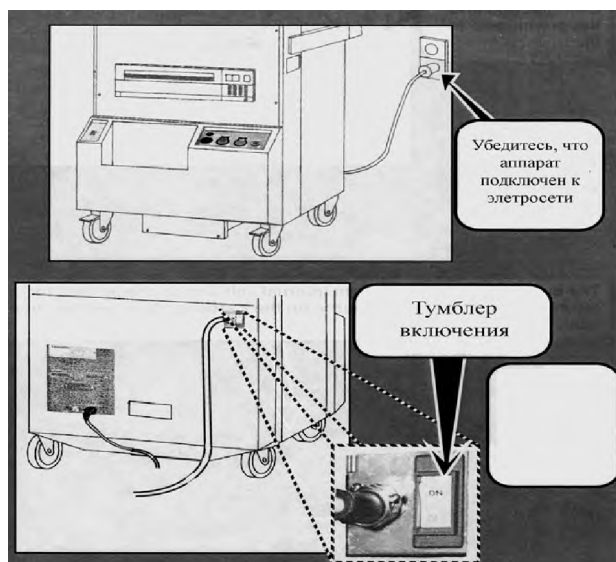
Практические рекомендации по выполнению работы на ультразвуковом аппарате “VingMed” CFM800A

Внимание! При выполнении данной работы необходимо строго выполнять следующие меры предосторожности:

- Обращайтесь с датчиком прибора крайне деликатно, не допускайте его падения на пол и другие механические воздействия. **Электропитание датчика осуществляется высоким напряжением, опасным для жизни!** При обнаружении каких-либо механических повреждений датчика **немедленно** обратитесь к преподавателю.
- При пальпации сонной артерии и регистрации потоков датчиком **не прикладывайте больших усилий к шее. Чрезмерное усилие может пережать просвет артерии, привести к нарушению мозгового кровообращения, и обморочному состоянию!**

Последовательность операций выполнения работы:

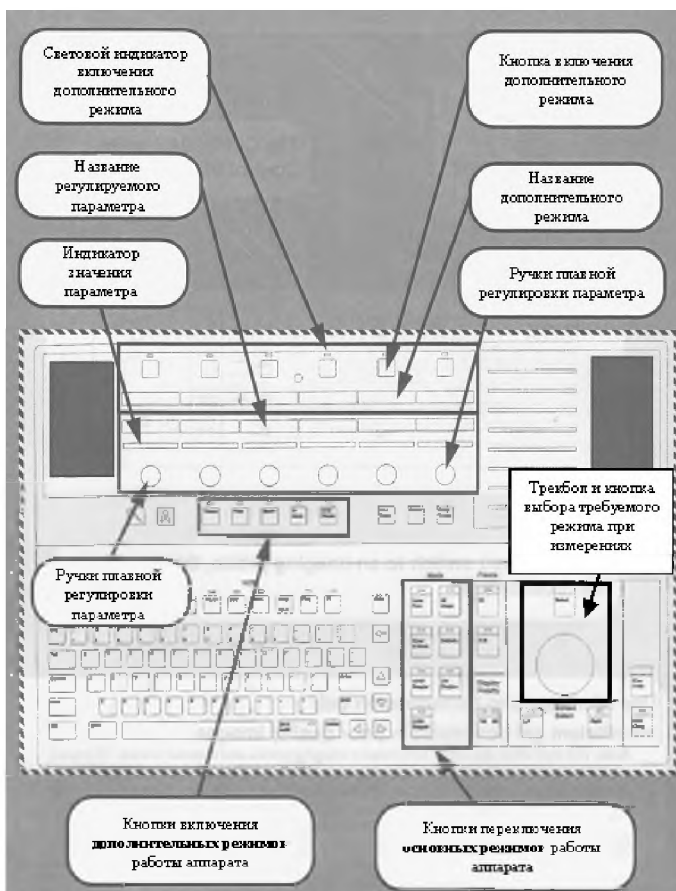
1. Убедитесь, что аппарат подключен к электросети. Включите основной тумблер электропитания аппарата на задней стенке.



2. Включите аппарат кнопкой на передней нижней панели аппарата (рис. ниже). После некоторого времени на самотестирование (около 30 секунд) аппарат готов к работе.



3. Внимательно ознакомьтесь с органами на панели управления прибора [2]:



Панель управления и основные органы регулировки аппарата

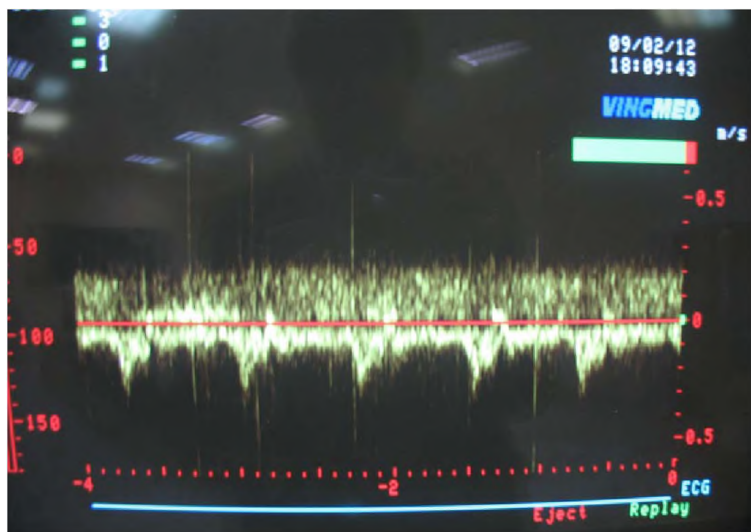
4. Переключитесь в режим непрерывно-волнового доплеровского измерения скорости (кнопка «*CW Doppler*» на передней панели аппарата в зоне переключения основных режимов работы. см. рис. ниже).



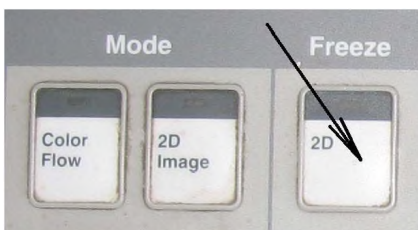
5. Установите с помощью ручек плавной регулировки параметра "*LV REJ*" (*low velocity reject* – игнорирование низких скоростей потоков) и "*VELOCITY*" (скорость потока, см. ниже) минимальные значения соответствующих параметров. Ручкой "*HOR SWP*" (скорость горизонтальной развертки) установите скорость перемещения развертки на экране так, чтобы весь экран линия проходила за 3-4 секунды. Ручку "*GAIN*" (усиление) установите в близкое к максимальному (по часовой стрелке) положение.



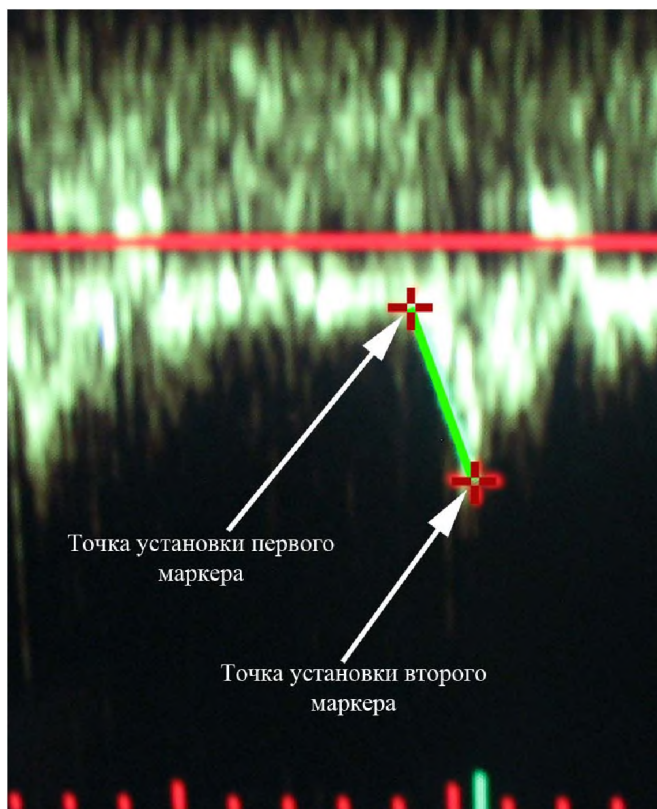
6. Возьмите датчик. Определите, в какую сторону направлен излучающий элемент (куда смотрит его светлая сторона). Нанесите на головку датчика (со стороны излучающего элемента) небольшое количество геля для УЗ обследований.
7. Определите методом пальпации (ощупывания пальцами руки) на шее место наиболее сильной пульсации правой сонной артерии. Установите в это место датчик аппарата – стороной, в которую направлен излучатель. Старайтесь сильно не давить на датчик. Осторожно и плавно покачивая датчик в разных направлениях, постарайтесь получить на экране аппарата картину, подобную на рисунке (ниже):



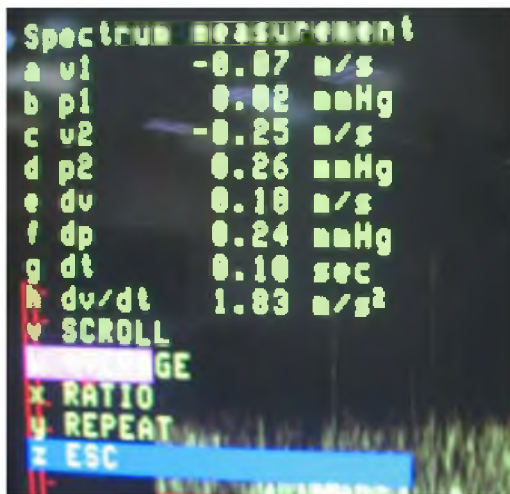
8. Получив требуемый график скорости потока крови через сонную артерию, остановите вывод на экран. Для этого осторожно, не меняя положения датчика, нажмите на передней панели аппарата кнопку *"Freeze – 2D"* («заморозить» изображение).



9. Вращая шар трекбола можно просмотреть большой объем данных. Остановитесь на том фрагменте, где изображение потоков представлено в наилучшем качестве и нет существенного отличия потоков в соседних циклах сердечных сокращений.
10. Перейдите в режим измерения. Для этого нажмите кнопку над трекболом *“Select/Operate”*. На изображении появится небольшой маркер – зеленый крестик. Вращая шар трекбола, установите маркер в начало нарастающего пика потока. Нажмите один раз кнопку *“Select/Operate”*. Маркер примет красный цвет. Вращая шар трекбола, сместитесь к вершине пика скорости потока. При этом от первого маркера будет тянуться зеленая линия (см. ниже).



11. После установки второго маркера снова нажмите кнопку “*Select/Operate*”. В левой части экрана появятся результаты измерений в виде таблицы (см. ниже).



Где $v1$ – скорость потока в первой точке, $v2$ – скорость во второй, dv – их разность, dt – промежуток времени между первой и второй точками, dv/dt – ускорение потока.

12. Проведите аналогичные измерения ($v1$, $v2$, dt и dv/dt) для нескольких других пиков (3-5) потока крови через сонную артерию. Результаты занесите в тетрадь в форме таблицы. Вычислите средние значения для измеренных величин.

КАПНОМЕТРИЯ

Введение

Капнометрия (от греческого «карнос» - курить) это измерение и цифровое отображение концентрации или парциального давления углекислого газа во вдыхаемом и выдыхаемом газе во время дыхательного цикла пациента с помощью капнометра. К сожалению, данный метод пока не нашел широкого применения в отечественной анестезиологии и реаниматологии, прежде всего, из-за малой осведомленности врачей о значении и информационной ценности непрерывного измерения концентрации CO_2 (двуокись углерода) в выдыхаемом воздухе.

Углекислота (H_2CO_3) является важнейшим ингредиентом процессов окисления, она образуется в окислительном цикле Кребса. После своего образования молекула CO_2 в клетках соединяется с калием, в плазме с натрием, в костях с кальцием. В крови около 5% общего количества углекислоты находится в растворенном состоянии в виде CO_2 газа. Основное количество углекислоты входит в состав бикарбоната натрия. В эритроцитах от 2 до 10% CO_2 находится в непосредственной связи с аминокруппами гемоглобина. Реакция отщепления CO_2 от гемоглобина происходит очень быстро, без участия ферментов. Так или иначе, но практически вся углекислота проходит через эритроцит, где под влиянием фермента карбоангидразы из CO_2 и H_2O образуется H_2CO_3 . Последняя диссоциирует на H^+ и HCO_3^- . Часть анионов HCO_3^- соединяется с калием, а большая часть выходит из эритроцитов и образует молекулу бикарбоната натрия.

Все химические превращения CO_2 в крови приводят к тому, что в альвеолах легких до 70% CO_2 освобождается из бикарбоната натрия, 20% из карбонатов гемоглобина и 10% из углекислоты, растворенной в плазме.

Можно отметить несколько важных особенностей процессов образования и транспорта углекислоты системой кровообращения.

1. Интенсивность образования CO_2 в организме пропорциональна активности обмена веществ, который, в свою очередь, непосредственно связан с активностью функции различных систем.
2. Поддержание физиологической концентрации CO_2 в крови зависит от адекватности двух процессов, с одной стороны, продукции CO_2 , с другой - активности кровообращения. При недостаточности кровообращения концентрация CO_2 в тканях растёт, а концентрация CO_2 в выдыхаемом воздухе уменьшается.

3. Регуляция CO_2 крови является важной составляющей системы поддержания кислотно-щелочного баланса крови. Элиминация углекислоты, доставленной системой кровообращения в малый круг, целиком зависит от внешнего дыхания. При этом различные нарушения в этой системе могут привести к изменениям концентрации CO_2 в крови за счет увеличения или уменьшения скорости выведения при дыхании.

Таким образом, капнометрия прямо отражает адекватность вентиляции легких количеству углекислоты, доставляемой кровью. Чем выше уровень обмена и, следовательно, чем больше притекает с кровью CO_2 , тем большей должна быть и минутная вентиляция легких. Это необходимо, чтобы поддерживать строго определенную величину напряжения углекислоты в артериальной крови ($P_a \text{CO}_2$), которая, как известно, равна 40 мм.рт.ст.

Предлагаемая лабораторная работа базируется на использовании капнометра фирмы «Тритон-ЭлектроникС», в котором технически реализован метод абсорбционной спектроскопии для определения концентрации углекислого газа в выдыхаемом человеком воздухе.

Физическая основа метода абсорбционной спектроскопии

Известно, что энергия атома определяется энергией электронов, движущихся вокруг ядра атома. Электроны характеризуются квантованными (дискретными) значениями энергии: E_0, E_1, E_2, \dots . На рис.1 представлена схема энергетических уровней атома.

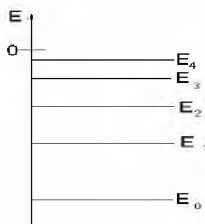


Рис. 1. Схема энергетических уровней атома

Находясь в стационарном состоянии, атом не излучает и не поглощает энергии. При переходе атома из одного стационарного состояния в другое происходит излучение или поглощение кванта энергии (фотона), частота которого определяется равенством:

$$h\nu = E_n - E_m, \quad (1)$$

где m и n – номера энергетических уровней электрона; h – постоянная Планка; ν – частота излучаемого (или поглощаемого) кванта.

Спектры испускания и поглощения свободных или слабозаимодействующих атомов являются линейчатыми.

Молекулярные спектры возникают также при квантовых переходах молекул с одного энергетического уровня на другой. Подобно атому, изменение энергетического запаса молекулы происходит в результате изменения электронной конфигурации (перехода электрона с одного энергетического уровня на другой). Однако при заданной электронной конфигурации ядра молекулы могут различным образом перемещаться - колебаться и вращаться относительно общего центра инерции. В первом приближении отдельные виды молекулярных движений можно считать независимыми. При этом полную энергию какого-либо стационарного состояния молекулы можно представить в виде:

$$E = E_{эл.} + E_{кол.} + E_{вр.} \quad (2)$$

где $E_{эл.}$ - энергия, обусловленная электронной конфигурацией (электронная энергия); $E_{кол.}$ - энергия, соответствующая колебаниям молекулы (колебательная энергия); $E_{вр.}$ - энергия, связанная с вращением молекулы (вращательная энергия).

Как показывает опыт и квантовомеханические расчеты энергии $E_{кол.}$, $E_{вр.}$ могут, как и $E_{эл.}$ принимать лишь дискретные значения. Упрощенная схема энергетических уровней молекулы приведена на рис. 2 (показаны только два электронных уровня).

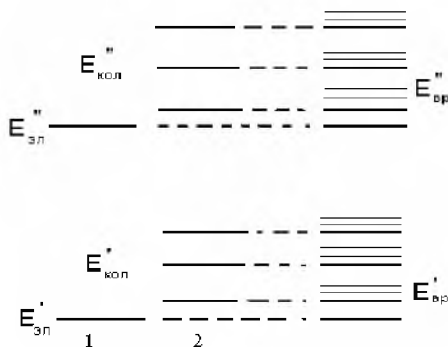


Рис. 2. Схема энергетических уровней молекулы

Совокупность уровней разных типов содержится в правом столбце. Первые два столбца лишь поясняют возникновение уровней. Для интервалов между уровнями энергии справедливы неравенства:

$$\Delta E_{эл.} \gg \Delta E_{кол.} \gg \Delta E_{вр.} \quad (3)$$

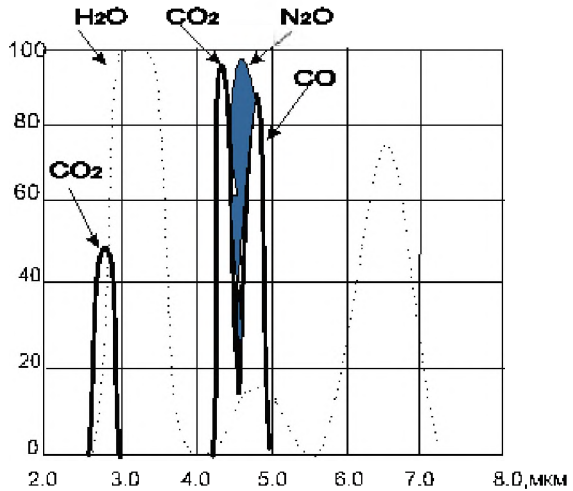
В соответствии с величиной энергии, спектры молекул занимают различные диапазоны волн излучения. Так, для $E_{эл.}$ характерна ультрафиолетовая (менее 400 нанометров) и видимая часть спектра (400 – 750 нм), для $E_{кол.}$ - близкая инфракрасная (от 1 ÷ 2 до десятков микрон), для $E_{вр.}$ - далекая инфракрасная и микроволновая (до сотен и тысяч микрон) часть спектра волн.

Неравенство (3) означает, что если $\Delta E_{эл.} = 0$, $\Delta E_{кол.} = 0$, а $\Delta E_{вр.} \neq 0$, то наблюдаются чисто вращательные спектры в дальней инфракрасной области. Если $\Delta E_{эл.} = 0$ и $\Delta E_{кол.} \neq 0$, то обычно одновременно $\Delta E_{вр.} \neq 0$. При этом условии возникают колебательно-вращательные полосы в инфракрасной области.

Специфичность и индивидуальность спектров атомов и молекул лежит в основе качественного спектрального анализа. Спектры испускания (*эмиссионный спектральный анализ*) применяют для определения микроэлементов в тканях организма, атомов металлов в продуктах, некоторых элементов в трупных тканях (в судебной медицине), канцерогенов (веществ, вызывающих раковые заболевания) в атмосфере промышленных предприятий и так далее.

Молекулярные спектры поглощения (*абсорбции*) являются важным источником информации о биологически функциональных молекулах. По интенсивности спектральных линий определяют количество поглощающих атомов или молекул (количественный спектральный анализ). На рис. 3 приведены спектры поглощения различных газов. Можно видеть, что полоса поглощения молекулы CO_2 имеет максимум 4,26 мкм.

Рис. 3. Характерные полосы поглощения газов, присутствующих в выдыхаемом воздухе



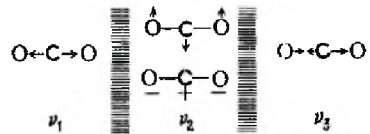
Данная полоса поглощения связана с возбуждением так называемых «валентных» колебаний атомов в молекуле CO₂ (рис.4).

Рис. 4. Типы колебаний молекул CO₂

ν_1 и ν_3 – валентные колебания (меняются межатомные расстояния), ν_2 – деформационные колебания (меняются углы между направлениями межатомных связей).



Для ν_2 стрелками показаны колебания в двух взаимно перпендикулярных плоскостях. Знаки плюс и минус соответствуют колебаниям в плоскости перпендикулярной плоскости рисунка по направлению от рисунка к наблюдателю и наоборот, соответственно. Вставка (вверху) отражает деформационные колебания в плоскости рисунка.



Колебания ν_1 и ν_3 характеризуются изменением межатомных расстояний и называются валентными. Полоса ν_2 появляется в результате наложения двух

колебаний под прямым углом друг к другу. Это, так называемые, деформационные колебания, при которых меняются углы между направлениями межатомных связей. Полосы при $1/\lambda = 2349, 1340, 667 \text{ см}^{-1}$ (или в единицах длин волн $\lambda = 4,26; 7,46$ и $15,0$ мкм) отнесены к ν_3, ν_1 и ν_2 , соответственно (использованы общепринятые в спектроскопии обозначения).

Интенсивность света (I), прошедшего через газ, связана с интенсивностью падающего света (I_0) по **закону Бугера**:

$$I = I_0 e^{-kd},$$

где d – путь, пройденный светом через газ, а k – коэффициент поглощения, зависящий от природы газа, а также его температуры и концентрации. Для величины оптической плотности, определяемой как десятичный логарифм: $D = \lg I_0/I = kd$, для газов справедлив **закон Ламберта-Бера**, согласно которому $k = k_0c$, где k_0 – показатель поглощения для газа единичной концентрации, а c – концентрация газа в пробе.

Согласно данным рис. 3 (см.) максимум полосы поглощения для CO_2 равен $4,26$ мкм, следовательно, определив интенсивность поглощения света на этой длине волны, можно вычислить концентрацию углекислого газа в пробе. Именно на этом принципе работает капнометр *МПП6-03-«Тритон»*, используемый в настоящей лабораторной работе.

Техническая реализация метода определения концентрации углекислого газа, конструкция капнометра

Прибор содержит измерительную камеру, через которую прокачивается проба газа. Через эту же камеру пропускается инфракрасное излучение и измеряется его поглощение, зависящее от концентрации углекислого газа. По величине поглощения инфракрасного (ИК) света вычисляется концентрация молекул газа, находящихся на пути излучения. В качестве источника излучения применяется лазер.

Приемник прибора состоит из двух каналов: измерительного и опорного, в котором содержание CO_2 известно. Опорный канал предназначен для минимизации влияния CO , N_2O и паров воды, спектральные характеристики которых близки спектру CO_2 . Это значительно увеличивает точность метода. Датчик капнометра включает: измерительную ячейку, через которую проходит анализируемый газ; источник ИК излучения и фотоприемник. Для устранения влияния дрейфа нулевой линии

измерительной схемы в датчике используется импульсный источник ИК излучения. Измерительная ячейка защищается от проникновения водяных паров, так как их присутствие в анализируемой пробе газа влияет на поглощение ИК излучения капнометра, что может привести к погрешности измерения содержания CO_2 .

Структурная схема капнометра показана на рис. 5. Проба газа поступает в прибор через ловушку влаги 2, представляющую собой цилиндрический стакан, установленный вертикально. В верхней крышке стакана размещены патрубки ввода и вывода пробы газа. В боковой стенке стакана имеется патрубок отсоса газа. Влага, конденсирующаяся в соединительной трубке, стекает на дно стакана, так как патрубок ввода газа направлен вниз. В случае закупорки патрубка вязким компонентом конденсата давление в системе падает и по сигналу датчика давления 10 включается клапан отсоса 15. Это приводит к отсосу газа через боковой патрубок стакана ловушки. Затем измерительная ячейка 3 продувается в направлении, обратном рабочему ходу газа струей воздуха поступающего через открытый клапан 11. После ловушки влаги анализируемый газ проходит измерительную ячейку 3 датчика, буфер давления 12, насос 16 и поступает на выходной патрубок прибора.

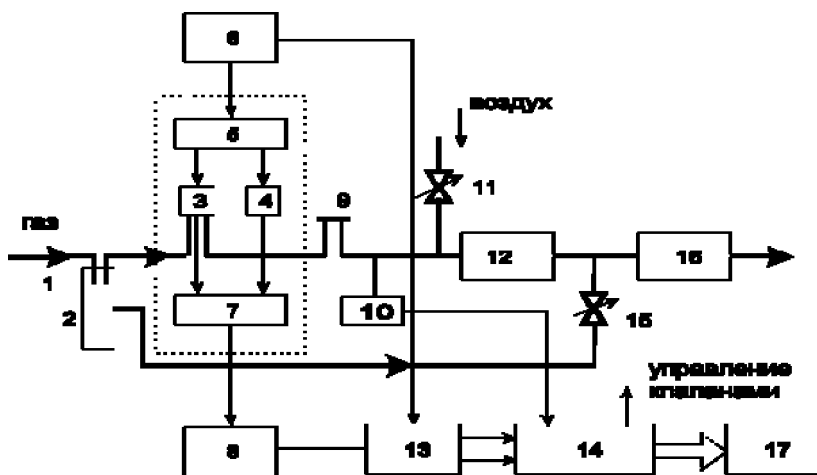


Рис. 5. Блок-схема капнометра (пояснения в тексте)

Датчик капнометра выполнен по компенсационной двухканальной схеме, уменьшающей погрешности, связанные с нестабильностью элементов датчика. Свет излучателя 5 разделяется на два луча, один из которых проходит измерительную ячейку 3 и поступает на фотоприемник 7, другой поступает на тот же фотоприемник, проходя через компенсационную ячейку 4, заполненную газом с известной концентрацией CO_2 . МикроЭВМ 14 выполняет процедуры обработки сигналов, компенсации погрешностей, связанных с нестабильностью источника излучения, дрейфом датчика и усилительной схемы, температурным дрейфом, определение текущей величины содержания CO_2 , вывода данных на дисплей 17.

Установка нуля прибора осуществляется с помощью клапана 11, при включении которого, а также клапана отсоса 15, комнатный воздух (содержание CO_2 около 0,05%) проходит через измерительную ячейку 3 в обратном направлении. Градуировка и проверка капнометра осуществляется с помощью проб газов с калиброванной концентрацией CO_2 , входящих в комплект прибора.

Использование метода капнометрии в медицинской практике

Динамическое изменение концентрации углекислого газа в выдыхаемом человеком воздухе принято называть капнограммой (рис. 6). При использовании низкой скорости записи капнограммы детали каждого дыхательного цикла не видны, но более наглядна общая тенденция изменения CO_2 .



Рис. 6. Примеры регистрации капнограммы с различной скоростью записи [3]

По оси абсцисс – время, по оси ординат – концентрация CO_2 в % по отношению к атмосферному воздуху.

Анализ формы и параметров капнограммы дает важную диагностическую информацию о состоянии пациента. Вид капнограммы в норме показан на рис. 7. В начале выдоха (точка «В» капнограммы) содержание CO_2 в выдыхаемом газе близко к нулю. Это обусловлено поступлением порции свежего газа, оставшегося от

предыдущего вдоха в анатомическом “мертвом” пространстве. Затем в “мертвое” пространство начинает поступать альвеолярный газ и концентрация CO_2 на капнограмме начинает возрастать. Когда альвеолярный газ заполняет все “мертвое” пространство, рост концентрации CO_2 замедляется (точка – «С» кривой) и наблюдается так называемое альвеолярное плато (участок CD). По завершении выдоха и начале притока свежего газа за счет вдоха концентрация CO_2 быстро падает до нуля (участок DE).

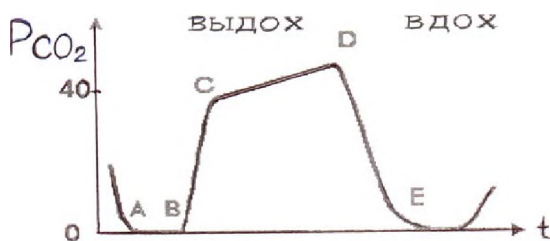


Рис. 7. Капнограмма дыхательного цикла

По оси абсцисс – время, по оси ординат – концентрация CO_2 в мм рт.ст.

Уровень P_{CO_2} , достигаемый непосредственно перед спуском кривой в точке D, принимается за значения $P_{\text{CO}_2}^D$. Эта величина в норме обычно всего на 2 -3 мм рт.ст. ниже, чем P_{CO_2} артериальной крови. При увеличении “мертвого” пространства и падении альвеолярной вентиляции разница $P_{\text{CO}_2}^D$ и P_{CO_2} артериальной крови увеличивается. Значение $P_{\text{CO}_2}^D$, наблюдаемое в норме, составляет $35 \div 45$ мм рт.ст.

Увеличение $P_{\text{CO}_2}^D$ выше указанного (гиперкапния) может свидетельствовать об увеличении образования CO_2 , угнетении дыхательного центра, уменьшении вентиляции легких. Снижение $P_{\text{CO}_2}^D$ ниже 35 мм рт.ст. (гипокапния) может происходить из-за гипервентиляции или же может быть вызвано увеличением “мертвого” пространства при нормальном значении P_{CO_2} артериальной крови.

Таким образом, концентрация CO_2 в конце выдоха, которую принято обозначать ETPCO_2 (от английского *end tidal* – конец дыхательного цикла) информирует нас о

состоянии общей вентиляции легких (тотальная, но не локальная вентиляция). Иначе говоря, изменения ETPCO_2 помогают диагностировать тотальную гиповентиляцию (или гипервентиляцию) или вентиляционную дыхательную недостаточность.

Кроме задач мониторинга дыхания, результаты капнометрии могут быть использованы в целях функциональной диагностики. В частности, с помощью этого метода можно проводить измерение объема мертвого пространства и объема альвеолярной вентиляции. Капнограф может быть использован и для измерения минутного сердечного выброса. Анализ капнограмм дает значительную информацию о состоянии легких и дыхательных путей. По крутизне и длительности подъема кривой судят о сопротивлении дыхательных путей на выдохе.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Понятие капнометрии, что называется капнограммой?
- Какие газы присутствуют в выдыхаемой человеком газовой смеси?
- Что называется оптической плотностью газа и чем она определяется?
- Перечислите возможные типы колебаний молекул CO_2 .
- Как соотносятся между собой энергии электронных, колебательных и вращательных переходов молекул?
- Каким значения длин волн соответствует видимая область спектра? Какие значения длин волн соответствуют инфракрасному диапазону и встречаются в данной работе?
- В чем физический смысл закона Бугера?
- На каком физическом явлении основан метод измерения содержания CO_2 в капнометре?
- Какой источник инфракрасного излучения применяется в капнометре?
- Какие части капнограммы соответствуют вдоху-выдоху, что называется «мертвым» пространством?
- Какой участок капнограммы берется для измерения парциального давления

P_{CO_2} и каково значение этого параметра в норме?

Цитируемая литература

1. Зислин Б.Д., Чистяков А.В. Мониторинг дыхания и гемодинамики при критических состояниях. Екатеринбург. Сократ. 2006. 336с.
2. Драго Р. Физические методы в химии, т.1. М. Мир. 1981. 422с.
3. Богданов А.А. Russian Server of Anaesthesiologists,
<http://www.rusanesth.com/Anaesthesia/capnographia.htm>

Практические рекомендации по выполнению лабораторной работы

В данной работе осуществляется непрерывное измерение содержания CO_2 и индикация в реальном масштабе времени величины ETPCO_2 , тесно связанной с альвеолярной концентрацией CO_2 . Градуировка показаний капнометра **МПР6-03-«Тритон»** осуществляется либо в единицах парциального давления CO_2 в пробе, либо в единицах объемной концентрации. Передняя панель прибора представлена на рис. 8. Диапазон измерений капнометра составляет $0 \div 99$ мм рт.ст. или $0 \div 10\%$. Относительная точность измерения составляет единицы процента. На графическом дисплее аппарата и мониторе компьютера отображается капнограмма.

Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедитесь, что аппарат подключен к сети электропитания и тонкая трубка отбора пробы воздуха механически соединена с прибором. Переверните выключатель сети 220 В / 50Гц на задней панели прибора в положение «I» (включено). При этом на передней панели загорится светодиод «**СЕТЬ**» (красным цветом).
2. Для включения прибора кратковременно нажмите правую кнопку «**СЕТЬ**» на передней панели, при этом расположенный рядом слева индикатор «**СЕТЬ**» загорится зеленым цветом (рабочий режим).
3. Включить режим капнометрии кнопкой «**CAPNO**».
4. **Внимание!** При работе капнометра в течение первых 30 секунд производится установка и стабилизация температурных режимов устройства. При этом на экран прибора выдается комментарий «**Прогрев**», а сразу после этого в течение 1-2 секунд производится калибровка нулевого уровня CO_2 с выдачей на экран

комментария «*Калибровка нуля*». При этом производится усиленная продувка измерительной камеры чистым воздухом, что слышно по работе компрессора.

5. По окончании этих процессов прибор готов к измерению CO_2 . **Внимание!** Максимальная точность измерения достигается после стабилизации теплового режима измерительной камеры – примерно через 10 минут после начала работы капнометра.
6. Сформируйте маску из ладоней, при этом разъем соединительной трубки для забора воздуха следует зажать между мизинцем и безымянным пальцем правой руки (отверстие трубки направить к лицу). Дышать в маске следует как обычно, то есть вдыхать воздух носом, а выдыхать ртом.
7. Проследите, чтобы на дисплее в окне канала дыхания регистрируется кривая капнограммы (линия голубого цвета). Капнограмма появляется на экране прибора с задержкой 2-3 секунды, что вызвано прохождением анализируемой пробы выдыхаемого газа по трубке до измерительной камеры прибора.
8. Выполните необходимые измерения:
 - В состоянии покоя, сидя на стуле зафиксировать показания дисплея – концентрацию CO_2 в конце выдоха (Et CO_2) в мм рт. ст. и частоту дыхания;
 - Смоделируйте гипоканию (произвольную гипервентиляцию легких) за счет 10 последовательных глубоких дыхательных движений. Зарегистрируйте капнограмму сразу же, и на протяжении времени для анализа последующего восстановления.
 - Смоделируйте гиперкапию путем задержки дыхания на 30 секунд. После этого зарегистрируйте нескольких дыхательных циклов. Отметьте отличия и наблюдайте восстановление.
 - После окончания работы рекомендуется отсоединить трубку отбора пробы от прибора и дать капнометру поработать 10-15 минут для просушки внутреннего тракта.



Рис. 8. Передняя панель прибора МПР6-03-«Тритон» (пояснения в тексте)

МАНОМЕТРИЯ

Введение

Система кровообращения состоит из сердца и замкнутой системы сосудов, образующих большой и малый круги кровообращения. Сердце можно представить как два самостоятельных насоса, которые обеспечивают кровообращение посредством перекачивания крови по кровеносному руслу (рис. 1). Правый насос (правая половина сердца) и левый насос (левая половина сердца) дважды последовательно соединены друг с другом кровеносными сосудами так, что образуют замкнутый круг кровеносного русла.

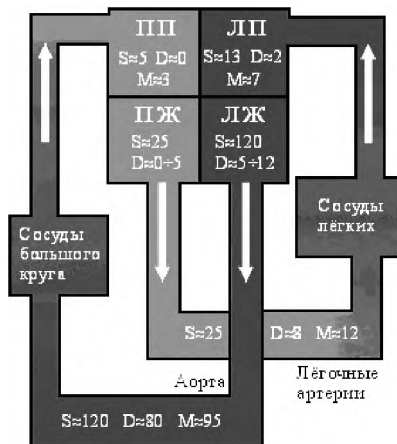


Рис. 1. Схема, поясняющая особенности системы кровообращения с четырехкамерным сердцем [2]

ПП - правое предсердие; ЛП - левое предсердие; ПЖ - правый желудочек; ЛЖ - левый желудочек. Темным цветом обозначен поток артериальной крови, светлым - поток венозной крови. Стрелки показывают направление градиента давления, обеспечивающего движение крови по сосудистому руслу. Числа показывают значения (мм рт ст) систолического (Systolic), диастолического (Diastolic) и среднего (Mean) давления крови.

Одно последовательное соединение двух половин сердца образовано кровеносными сосудами лёгочного русла, то есть сосудами малого круга

кровообращения, так что выход правого сердца является входом левого сердца. Другое последовательное соединение двух половин сердца образовано сосудами системного русла, то есть сосудами большого круга кровообращения, так что выход левого сердца является входом правого сердца.

Мышцы предсердий и мышцы желудочков последовательно ритмически сокращаются и расслабляются. Сокращения мышц сердца создают силу давления, передающегося на кровь, содержащуюся в камерах сердца. Ритмические, согласованные во времени и пространстве, сокращения и расслабления мышц сердца, а также работа клапанов сердца, создают однонаправленный градиент давления крови, содержащейся в кровеносном русле.

Артериальное давление (АД) является одним из ведущих параметров гемодинамики. Оно наиболее часто измеряется и служит предметом коррекции в клинике. Факторами, определяющими величину АД, являются объемная скорость кровотока и величина общего периферического сопротивления сосудов. Объемная скорость кровотока для сосудистой системы большого круга кровообращения является минутным объемом крови, нагнетаемым сердцем в аорту. В клинической практике обычно анализируется поведение артериального давления, так как этот сигнал, несет больше информации о состоянии сердечно-сосудистой системы.

Физические основы насосной функции сердца и измерения артериального давления

Работа сердца

Передвижение реальной жидкости по трубе (сосуду) обусловлено разностью давления в начале и в конце резервуара. Основной причиной, создающей эту разность давлений в кровеносных сосудах, является работа сердца. Поэтому сердце по отношению к сосудистой системе можно рассматривать насосом. С технической точки зрения, сердце мало чем отличается от любого другого насоса, созданного инженерной мыслью. Как и любой другой нагнетательный аппарат, сердце имеет насосные камеры, где создается избыточное давление, и систему впускных и выпускных клапанов, регулирующих уровень давления внутри и снаружи насоса.

Как правило, в техническом насосе избыточное давление создается поршнем, который приводится в движение, например, электромеханическим приводом. В этом случае, электрическая энергия обеспечивает избыточное давление в камере.

Принципиальное отличие биологического насоса от любого технического заключается в том, что давление в сердечной камере создается за счет сократительной функции живой ткани, сердечной мышцы (миокарда). При этом, энергия химических реакций внутри клеток миокарда преобразуется в силу, действующую на кровь, и обеспечивающую избыточное давление в камере. Непосредственным «топливом» для функционирования сердечной мышцы является АТФ (аденозинтрифосфорная кислота), в результате гидролиза которой высвобождается значительное количество энергии.

Геометрия сердечных камер и архитектура залегания мышечных волокон в сердечной стенке необычайно сложны. Заложённая природой структурная неоднородность сердца имеет глубокий смысл, на котором мы пока не будем останавливать свое внимание. Напротив, мы до предела упростим конструкцию биологического насоса, чтобы понять основные принципы его функционирования.

Итак, насосная камера сердца, например левый желудочек (ЛЖ), имеет форму сферы с однородной мышечной стенкой. Заполним сферу жидкостью (кровью) и создадим определенные условия для обеспечения миокардом процесса генерации силы. Взаимосвязь между механическим напряжением в стенке и давлением внутри тонкостенной сферической камеры определяется *законом Лапласа*:

$$T = Pr/2d \text{ или } P = T2d/r, \quad (1)$$

где T – напряжение в стенке камеры (сила отнесенная к единице поперечного сечения стенки),

P - давление в камере (сила отнесенная к единице площади поверхности стенки камеры),

r – внутренний радиус сферической камеры,

d – толщина стенки камеры (при условии, что толщина стенки много меньше, чем радиус сферы).

Таким образом, согласно закону Лапласа *давление в сферической камере прямо пропорционально напряжению в стенке и ее толщине, и обратно пропорционально радиусу сферической камеры*. Рассмотрим последовательность событий по перекачиванию насосом крови против периферического давления в сосудистой системе. Функцию любого насоса, включая сердечного, принято характеризовать зависимостью «давление-объем» (P - V). На рис. 2 схематично приведена типичная для сердечного насоса P - V диаграмма.

Начнем с момента времени А, когда камера ЛЖ начинает наполняться кровью из левого предсердия через впускной клапан (митральный). Кровь движется внутрь ЛЖ по градиенту давления, который возникает из-за того, что в данный момент времени давление в предсердии больше, чем в ЛЖ.

Промежуток времени А-В называется периодом диастолического наполнения ЛЖ. В это время сердечная стенка механически пассивна (не возбуждена), объем камеры возрастает за счет приливающей крови, при этом радиус камеры увеличивается, а толщина стенки соответственно уменьшается.

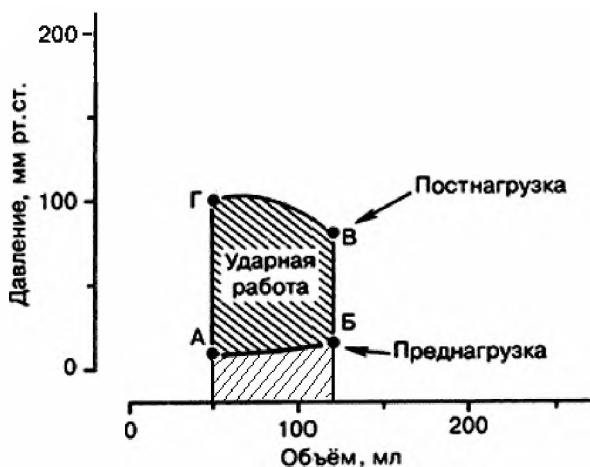


Рис. 2. Диаграмма «давление-объем» для левого желудочка

На диаграмме можно заметить, что в А-В период давление в камере (также как и объем) увеличивается, хотя в значительно меньшей степени, чем объем. Связано это с тем, что материал сердечной стенки (миокард) обладает упругими свойствами и ведет себя подобно пружине, подвергающейся растяжению. В первом приближении, пассивные свойства миокарда подчиняются закону Гука, согласно которому сила упругости, возникающая при растяжении материала прямо пропорциональна величине деформации. Таким образом, давление приливающей крови, действующее на стенку ЛЖ, уравновешивается пассивным напряжением в стенке, которое возрастает по мере увеличения объема в насосной камере. Величина механического напряжения в стенке (давления для ЛЖ) в конце фазы диастолического наполнения ЛЖ получила название *преднагрузки*.

Точка Б на диаграмме (см. рис. 2) соответствует моменту времени электрического возбуждения сердца, то есть запуску процесса генерации силы миокардом. При этом напряжение в стенке резко возрастает, давление в камере быстро увеличивается, возникает градиент давления между ЛЖ и предсердием, что сопровождается закрытием впускного клапана. Промежуток времени Б-В характеризуется значительным приростом напряжения в стенке и давления в камере при постоянном объеме, и называется фазой изоволюмического (*iso* – постоянство, *volume* – объем) сокращения ЛЖ.

В эту фазу радиус полости незначительно меняется из-за утолщения стенки при сокращении миокарда, активная сила которого уравнивается возрастающим давлением в камере. В период изоволюмического сокращения сердца работа насоса по перемещению крови (полезная или ударная работа) не совершается, большая часть энергии переходит в тепло. Фаза завершается в момент времени В, соответствующий возникновению градиента давления между периферическим трактом (аорта) и ЛЖ. Последнее обстоятельство приводит к открытию впускного (аортального) клапана ЛЖ, и началу изгнания крови из камеры.

Промежуток времени В-Г соответствует фазе изгнания (выброса) ЛЖ. Под напором возрастающего в камере давления кровь устремляется в сосудистое русло, где встречает сопротивление со стороны упругих структур сосудистой стенки. Этим объясняется определенный прирост давления в фазу изгнания, которое в этот период времени можно считать одинаковым для ЛЖ и аорты. Объем камеры быстро уменьшается, ЛЖ выполняет полезную работу по перемещению массы крови в сосудистое русло против давления в аорте, значение которого принято называть постнагрузкой (точка В на рис. 2).

Между тем, напряжение в стенке начинает уменьшаться, что связано с переходом сердечной мышцы из состояния генерации силы к расслаблению. Давление в ЛЖ и аорте начинает снижаться, кровь устремляется обратно в камеру. Однако этому препятствуют створки аортального клапана, захлопывающиеся обратным током крови, после чего снова возникает градиент давлений между ЛЖ и сосудистой магистралью.

С момента времени Г начинается фаза изоволюмического расслабления ЛЖ. В период времени Г-А давление в камере быстро снижается при постоянном объеме крови, значительно меньшем, чем перед началом фазы изгнания. Момент времени А соответствует возникновению градиента давления между предсердием и ЛЖ, то есть

условию, при котором давление в желудочке становится меньше давления в предсердии. Кровь устремляется в насосную камеру, начинается новый цикл сердца.

Таким образом, мы проследили полный механический цикл работы сердечного насоса по перекачиванию крови по большому кругу кровообращения. Правая половина сердца функционирует подобным образом. Еще раз заметим, что принцип работы биологического насоса мало чем отличается от технических устройств, где потоки жидкости или газа регулируются клапанным аппаратом за счет возникающих градиентов давления. Принципиальное различие состоит в свойствах используемых материалов и особенностях конструкции, которую, напомним, мы сознательно упростили для понимания происходящих в насосе процессов.

Полная работа ЛЖ складывается из нескольких составляющих. Это работа по растяжению стенки камеры во время наполнения, иначе, диастолическая работа, и работа по перемещению массы крови против давления в сосудистой системе (систолическая или ударная работа). В координатах «давление-объем» (см. рис. 2) величине диастолической работы соответствует площадь фигуры ограниченной отрезком АБ и его проекцией на ось абсцисс (показано пунктиром). Площадь фигуры, ограниченной P-V петлей, равняется значению ударной работы. Сумма диастолической и полезной работы характеризует полную работу ЛЖ.

В свою очередь, ударная работа складывается из двух компонентов: работы по нагнетанию крови против давления в аорте (статический компонент) и работы по сообщению крови ускорения (кинетический компонент). Статический компонент ударной работы (A_1) равняется произведению ударного объема (объем крови, выталкиваемый сердцем за один акт сокращения - V_y) на среднее давление (P) крови в аорте:

$$A_1 = V_y P \quad (2)$$

Под средним значением переменного давления следует иметь в виду такое постоянное давление, которое обеспечивает такой же гемодинамический эффект, что и данное переменное. A_1 можно также назвать работой по созданию и поддержанию давления в аорте.

Кинетический компонент ударной работы (A_2) затрачиваемый на сообщение крови ускорения, будет определяться в основном кинетической энергией крови в аорте, так как в желудочке кинетическая энергия крови незначительна.

$$A_2 = \frac{mv^2}{2} = \rho \frac{v^2}{2} V_y \quad (3)$$

где m - масса ударного объёма крови,

v - скорость крови в аорте,

ρ – плотность крови.

Тогда общая ударная работа левого желудочка ($A_{жс}$) будет равна:

$$A_{жс} = PV_y + \rho \frac{v^2}{2} V_y \quad (4)$$

Пользуясь формулой (4), подсчитаем работу левого желудочка при $P = 100$ мм рт. ст. = $1,3 \cdot 10^4$ н/м²; $V_y = 60$ см³ = $6 \cdot 10^{-5}$ м³; $v = 0,5$ м/с; $\rho = 1,05 \cdot 10^3$ кг/м³; $A_{жс} = 0,81$ Дж.

Расчёт показывает, что доля кинетического компонента в данных условиях составляет всего 1% от общей работы сердца. При увеличении линейной скорости кровотока и ударного объёма, например, при физических нагрузках, кинетический фактор ($\rho \frac{v^2}{2} V_y$) приобретает большее значение. Вместе с тем, при нормальных условиях полезная работа сердца определяется произведением систолического объёма на среднее давление в аорте.

Если учесть, что ударная работа правого желудочка составляет примерно 20% от работы ЛЖ, то общая работа сердца A_c будет равна: $A_c = A_{жс} \times 1,2 \approx 1$ Дж. Время сокращения желудочков (t) примерно 0,3 с, тогда мощность сердца (W), то есть работа за единицу времени, будет равна:

$$W = \frac{A_c}{t} = \frac{1}{0,3} = 3,3 \text{ Вт}$$

Эффективность или КПД (η) сердечного насоса определяют по величине потребленного миокардом кислорода (MVO_2), необходимого для выполнения данной полезной работы: $\eta = A_c / MVO_2$.

MVO_2 используют в качестве показателя энергопродукции мышцы, поскольку на один моль поглощенного тканью кислорода приходится синтез шести молей АТФ. Установлено, что КПД нормального сердца человека находится в диапазоне 20-40 %.

Давление крови в сосудистой системе

Если жидкость не обладает внутренним трением (идеальная жидкость), то полная энергия некоторой массы m , имеющей объём V , данной жидкости при течении остаётся неизменной и определяется *уравнением Бернулли*:

$$P + \rho gh + \rho \frac{v^2}{2} = \text{const} \quad (5)$$

где P - статическое давление, то есть давление, оказываемое на поверхность, параллельную направлению движения жидкости,

ρgh - гидростатическое давление, обусловленное весом жидкости,

$\rho \frac{v^2}{2}$ - динамическое давление, обусловленное напором текущей жидкости.

При течении жидкости по горизонтальным трубам уравнение (5) принимает вид:

$$P + \rho \frac{v^2}{2} = \text{const} \quad (6)$$

Из этого уравнения следует вывод, называемый *правилом Бернулли*: *величина давления жидкости находится в обратной зависимости от скорости течения жидкости*.

Правило Бернулли применимо к идеальным, невязким жидкостям. При течении по сосуду реальной, вязкой жидкости, в том числе крови, возникает противодействие или сопротивление течению, обусловленное внутренним трением жидкости. Поэтому статическое давление падает пропорционально сопротивлению сосуда. Соответственно уменьшается и потенциальная энергия давления, которая переходит в кинетическую энергию жидкости и компенсирует потерю энергии на трение. При этом сохраняет свою силу и принцип Бернулли, хотя уравнения (5) и (6) количественно не выполняются.

Сосудистая система кровообращения обладает значительным сопротивлением, поэтому изменение давления в ней обусловлено в основном потерями энергии на преодоление этого сопротивления, а не изменением скорости течения крови в разных отделах системы в соответствии с принципом Бернулли.

Падение давления в сосуде может быть найдено из уравнения Гагена:

$$P_0 - P = Qu, \quad (7)$$

где: P_0 - давление в начале сосуда.

P - давление в конце сосуда,

Q - объёмный ток крови - количество крови, протекающей через данное сечение за единицу времени.

u - гидравлическое сопротивление сосуда.

Отношение объёмного тока к площади сечения сосуда будет давать величину линейной скорости кровотока.

Зная объёмный ток крови и величину сопротивления сосудов, из уравнения (7) можно найти величину давления крови P в любой точке сосудистой системы:

$$P = P_0 - Qu \quad (8)$$

где P_0 - давление крови в желудочке, u - сопротивление сосудов, лежащих между желудочком и данной точкой.

Гидравлическое сопротивление сосудов прямо пропорционально вязкости жидкости η , длине сосуда l и обратно пропорционально радиусу R сосудов в четвёртой степени:

$$u = \frac{8\eta l}{\pi R^4} \quad (9)$$

Как следует из уравнений (8) и (9), величина давления в любой точке сосудистой системы может регулироваться в результате изменения начального давления в сосудистой системе, объёмного тока крови и сопротивления сосудов. Колебания начального давления и тока крови могут происходить в результате режима работы сердца, а увеличение и уменьшение сопротивления сосудов за счёт изменения их просвета.

В крупных и средних артериях кровяное давление неодинаково в систолу и диастолу (рис. 3). Принято различать систолическое (максимальное) и диастолическое (минимальное) кровяное давление, а также пульсовое давление крови, равное их разности.

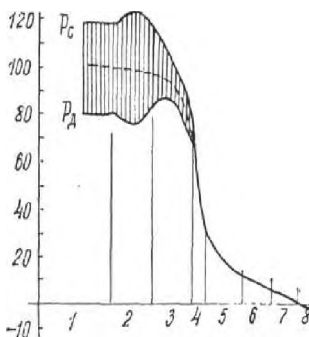


Рис. 3. Распределение давления крови в разных сосудах большого круга кровообращения

По оси абсцисс: 1 — аорта; 2 — крупные артерии; 3 — мелкие артерии; 4 — артериолы; 5 — капилляры; 6 — венулы; 7 — вены; 8 — полые вены.

По оси ординат: давление крови в мм рт.ст. P_C и P_D — систолическое и диастолическое давление, соответственно.

Систолическое давление в крупных сосудах, прежде всего, в аорте определяется нагнетательной способностью ЛЖ. На кровь в начальном участке аорты действует сила давления ЛЖ. Вследствие своей инерции кровь не перемещается сразу вдоль аорты, действующая на кровь сила вызывает сначала увеличение давления на эластические стенки сосуда. В результате этого участок, расположенный вблизи сердца, расширится до такой степени, при которой давление крови будет уравновешено механическим напряжением в стенке аорты, зависящим от ее растяжения. Поскольку напряжение стенки в этом участке аорты больше, чем в следующем, возникает сила, перемещающая кровь из первого участка во второй и так далее. Даже возникнув единожды, фронт давления будет распространяться вдоль сосуда. Скорость распространения пульсовой волны можно найти из уравнения:

$$v = K \sqrt{\frac{E \cdot d}{2\rho \cdot r}} \quad (16)$$

где: E - модуль упругости стенки сосуда,

r - его внутренний радиус,

d - толщина стенки сосуда,

ρ - плотность вещества стенки сосуда,

K - коэффициент пропорциональности.

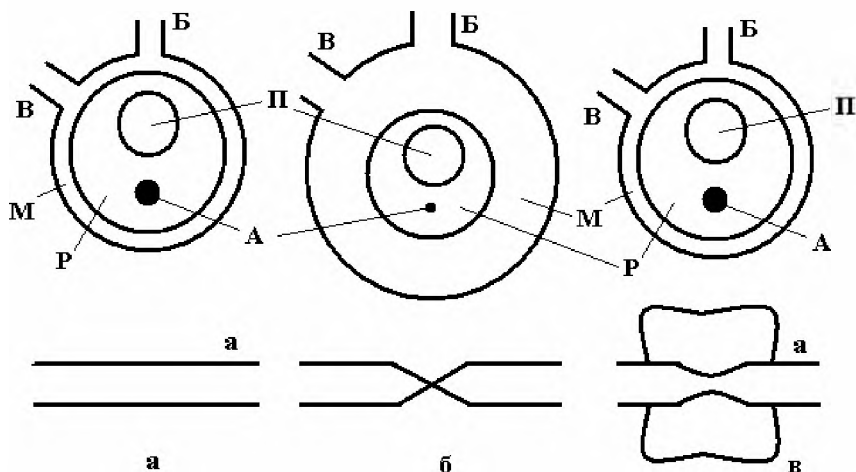
Из этого уравнения видно, что скорость распространения пульсовой волны прямо пропорциональна квадратному корню из модуля упругости. Измерения скорости распространения пульсовой волны показали, что в аорте она приблизительно равна 4-5 м/с, то есть за период изгнания, продолжающийся 0,3 с, пульсовая волна распространяется примерно на 1,2-1,5 м. Скорость распространения пульсовой волны не связана со скоростью течения крови.

Методы измерения артериального давления

Количественная оценка давления крови играет большую роль в диагностике многих заболеваний. Систолическое и диастолическое давление в какой-либо артерии могут быть измерены непосредственно с помощью иглы, соединённой с манометром (инвазивный метод). Однако в медицине широко используются бескровные (неинвазивные) методы измерения артериального давления, самые распространенные из них это метод Короткова и осциллометрический метод.

Перечисленные методы основаны на измерении давления воздуха в эластичной манжете, опоясывающей поверхность тела в месте расположения крупных артерий. Если мускулатура расслаблена, то давление воздуха внутри манжеты приблизительно равно давлению в мягких тканях, соприкасающихся с манжетой. В этом заключается физический принцип бескровного метода измерения давления.

На рис. 4 схематично иллюстрирует принцип измерения давления. Вокруг руки между плечом и локтем накладывают полу манжету, в которой можно создать избыточное давление воздуха. Сечения манжеты М, части руки Р, плечевой кости П и плечевой артерии А схематично показаны на рис. 4. На нижней панели рисунка изображены характерные размеры сечения артерии, соответствующие различным моментам времени (а, б, в).



*Рис. 4. Схема, поясняющая принцип измерения артериального давления
(пояснения в тексте)*

В манжету через шланг В накачивается воздух, а затем через этот же шланг выпускают из манжеты. При помощи манометра, подключенного к шлангу Б, измеряют авление воздуха в манжете. Сначала избыточное над атмосферным давление воздуха в манжете равно нулю, манжета не сжимает руку и артерию (см. рис. 4, а). По мере накачивания воздуха, манжета сдавливает плечевую артерию и прекращает ток крови по ней (см. рис. 4, б).

Нагнетают воздух в манжету до давления на 20-30 мм рт. ст. выше того, при котором перестаёт прощупываться пульс на лучевой артерии около лучезапястного сустава. Далее, воздух из манжеты медленно выпускают, постепенно снижая давление в ней. При этом просвет артерии начинает увеличиваться и кровоток по ней возобновляется (см. рис. 4, в).

Метод Короткова

Метод определения артериального давления, предложенный Н.С. Коротковым, основан на выслушивании звуков, возникающих при прохождении крови через сжатую манжетой артерию. Пока артерия сжата полностью, на поверхности тела непосредственно за манжетой никаких звуков не прослушивается. При снижении в манжете давления начинают прослушиваться отчётливые шумы, называемые «тоны Короткова». Эти тоны обусловлены вибрацией стенок артерии под действием толчков от порции крови, которые прорываются сквозь сжатый манжетой участок сосуда во время систолической части сердечного цикла. Момент времени, совпадающий с появлением тонов, соответствует максимальному (систолическому) давлению в артерии, а момент времени обусловленный исчезновением тонов, характеризует минимальное (диастолическое) давление в сосуде. Соотношение между изменением давления в манжете и «тонами Короткова» показано на рис. 5

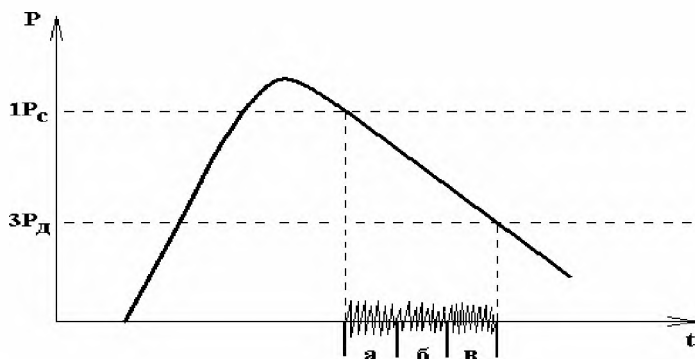


Рис. 5. График изменения давления в манжете и возникновение «тонов Короткова» [1]

P_c - систолическое давление (в норме 100-120 мм рт. ст.), P_д - диастолическое давление (в норме 70-80 мм рт.ст.).

Существенным недостатком рассматриваемого метода является его относительно низкая точность в сравнении с прямым методом измерения артериального давления. Считается, что ошибка величины АД может составлять 10-15 мм рт. ст. Ошибка измерений в определенной мере может быть связана субъективным (человеческим) фактором. В частности, на результат могут влиять острота слуха исследователя, сложности в точной зрительной фиксации стрелки манометра, стремление округлять зафиксированный уровень давления. Кроме того, при некоторых патологических состояниях, например, пороках аортальных клапанов, шумы прослушиваются и при нулевом давлении в манжете. Ошибки при измерении АД методом Короткова могут встречаться и у пациентов с возрастными изменениями стенок артерий. Между тем, этот метод уже более 100 лет является наиболее часто используемым в медицинской практике.

Осциллометрический метод

Осциллометрический метод основан на динамическом взаимодействии пульсирующего кровеносного сосуда и компрессирующей его манжеты, в результате чего в ней возникают пульсации давления (осцилляции). При увеличении внешнего давления выше диастолического уровня наблюдается рост амплитуды осцилляций. Их максимум наблюдается, когда внешнее давление достигнет среднединамического уровня. Когда давление становится равным систолическому, осцилляции практически полностью прекращаются.

Артериальная осциллометрия осуществляется путем графической регистрации уровня компрессирующего давления и осцилляций в манжете. На рис. 6 показан примерный вид осцилляций давления во время компрессии (накачки воздуха в манжету).

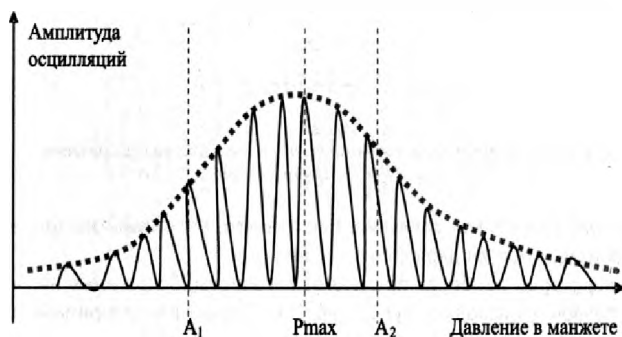


Рис. 6. Схема, поясняющая способ вычисления систолического и диастолического давления при осциллометрическом методе (пояснения в тексте) [1]

Причину появления пульсаций (осцилляций) давления в манжете и изменение их амплитуды в зависимости от среднего в данный момент времени давления в манжете можно объяснить следующим образом. В самом начале накачки степень контакта и площадь прижатия манжеты к наружной поверхности руки невысока из-за произвольного прилегания манжеты при ее установке на руку и неоднородного рельефа наружной поверхности руки.

Далее, в процессе нагнетания в манжету воздуха происходит как увеличение площади соприкосновения манжеты с рукой, так и увеличивается степень ее контакта с наружной поверхностью руки. Все это приводит к росту амплитуды пульсаций давления в манжете при механическом воздействии на нее со стороны наружной поверхности руки. Однако степень контакта манжеты с рукой близкая к максимальной наступает уже при относительно невысоком давлении в ней (ниже диастолического давления крови в артерии).

Коэффициент пропорциональности между величиной механической деформации манжеты и изменением давления в ней также будет возрастать по мере нагнетания в нее воздуха и ростом среднего давления в манжете. Приблизительно эту связь можно объяснить при помощи закона Бойля-Мариотта ($PV=const$, при постоянной температуре). Также будем полагать, что при нагнетании воздуха в манжету, ее объем уже не меняется существенно (что справедливо уже при давлении в ней ниже, чем диастолическое давление крови в сосуде). Примем также, что механические деформации манжеты приводят к пропорциональному изменению ее объема, практически независимо от величины давления в ней. Тогда очевидно, что для сохранения $PV=const$, одинаковые относительные изменения объема ($\Delta V/V$) вызывают одинаковые относительные изменения давления ($\Delta P/P$). Однако, абсолютные значения пульсаций давления в манжете ΔP (именно то, что регистрируется в осциллометрическом методе измерения АД) будут пропорциональны самой величине среднего давления в манжете.

Экспериментально установлено, что максимальная амплитуда пульсаций P_{max} (см. рис. 6) наблюдается, когда давление в манжете примерно равно среднему давлению крови в артерии. Диастолическому давлению соответствуют пульсации с амплитудой $A_1 \approx P_{max}/2$, а систолическому — с амплитудой $A_2 \approx 2/3 * P_{max}$.

В основе технологии автоматического измерения артериального давления осциллометрическим методом лежит принцип обработки кривой давления в манжете. В соответствии с алгоритмом регистрации АД осцилляторным методом строится

оггибающая кривая амплитуд осцилляции давления в манжете, имеющая характерную колоколообразную форму. На ней автоматически определяется максимум оггибающей (P_{max}) и находятся характерные точки A_1 и A_2 .

Следует отметить, что при автоматизированной реализации метода Короткова, процесс измерения также сводится к обработке «колокола шумов». Только шумы в данном случае имеют звуковую природу и регистрируются миниатюрным микрофоном, встроенным в манжету.

Осциллометрический метод лишен недостатков метода Н.С.Короткова, связанных с «человеческим фактором». Он позволяет как угодно долго мониторировать АД без каких-либо негативных влияний на пациента. Однако и этот метод не лишен недостатков, связанных с зависимостью точности метода измерения АД от многих факторов, перечисленных выше.

Контрольные вопросы по теме работы

- Особенности системы кровообращения, основные контуры циркуляции крови.
- Характеристика насосной функции ЛЖ в координатах «давление-объем».
- Физический смысл закона Лапласа.
- Отметьте ограничения закона Лапласа для описания работы сердечного насоса.
- Работа, мощность и КПД сердца.
- Физический смысл уравнение Бернулли, правило Бернулли.
- Физический смысл уравнения Гагена, определение давления в любой точке сосудистой системы.
- Особенности распределения давления по большому кругу кровообращения.
- Механизм возникновения пульсовых волн.
- Физический принцип неинвазивных методов измерения артериального давления.
- Принцип метода Короткова.
- Принцип осциллометрического метода.
- Диастолическое давление и способ его определения.
- Систолическое давление и способ его определения.
- Устройство аппарата для измерения артериального давления.

Цитируемая литература

1. Зислин Б.Д., Чистяков А.В. Мониторинг дыхания и гемодинамики при критических состояниях. Екатеринбург: «Сократ», 2006. 336 с.
2. Трифонов Е.В. Психофизиология человека. Русско-англо-русская энциклопедия, 13-е изд., 2009. <http://medbook.medicina.ru>.

Практические рекомендации по выполнению работы

Алгоритм измерения артериального давления

1. Условия измерения. Измерение артериального давления должно проводиться в условиях физического и эмоционального покоя при комфортной температуре воздуха в помещении после 5-10 минутного отдыха пациента. В течение 1 часа до измерения артериального давления не рекомендуется прием кофе, употребление пищи, запрещается курение, не разрешаются физические нагрузки.

2. Положение обследуемого. Измерение артериального давления производится в положении пациента сидя. При измерении артериального давления в положении сидя спина испытуемого должна опираться на спинку стула, ступни должны находиться на полу, ноги не должны быть скрещены. Испытуемый должен сидеть на стуле рядом со столом, на котором удобно лежит рука.

3. Положение манжеты. Середина манжеты, наложенной на плечо испытуемого, должна находиться на уровне IV межреберья. Нижний край манжетки должен находиться на 2,5 см выше локтевого сгиба, между манжетой и поверхностью плеча пациента должен проходить палец. Манжета накладывается на обнаженную руку, при измерении артериального давления через одежду показатели завышаются.

Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедитесь, что прибор включен.
2. Запустите программу *АД.exe*. На рис.1 изображено основное окно программы с органами управления и индикации.
3. Введите в панель ввода (5) свою фамилию и группу.
4. Наденьте манжету на левую руку в соответствии с рекомендациями (см. выше).
5. Нажмите в окне программы кнопку «ИЗМЕРЕНИЕ». Начнется процесс накачки воздуха в манжету и последующего стравливания воздуха из манжеты.
6. Во время цикла измерения обратите внимание на регистрируемые пульсации (график 3, рис. 7) давления в манжете. Особо отметьте, как меняются амплитуды пульсаций в зависимости от полного давления в манжете. Также обратите внимание на изменения режимов работы аппаратуры (панель 12) в процессе измерений.
7. После завершения цикла измерения программа сама остановит процесс. Сохраните полученные данные, путем нажатия на кнопку 14 (см. рис. 7). Запишите в тетрадь полученные результаты – **(а) артериальное давление при накачке, (б) при стравливании и (в) средние значение, а также (г) ЧСС.**
8. Измерьте АД на левой руке еще 2 раза (всего 3) с интервалом 2-3 мин, запишите данные в соответствии с пунктом 7 и вычислите среднее значение.
9. Измерьте АД на правой руке 3 раза с интервалом 2-3 мин, запишите данные в соответствии с пунктом 7 и вычислите среднее значение.
10. Не снимая манжеты с правой руки, сделайте 10 приседаний и быстро измерьте давление, запишите данные в соответствии с пунктом 7.
11. Сопоставьте значения давления для соответствующих измерений

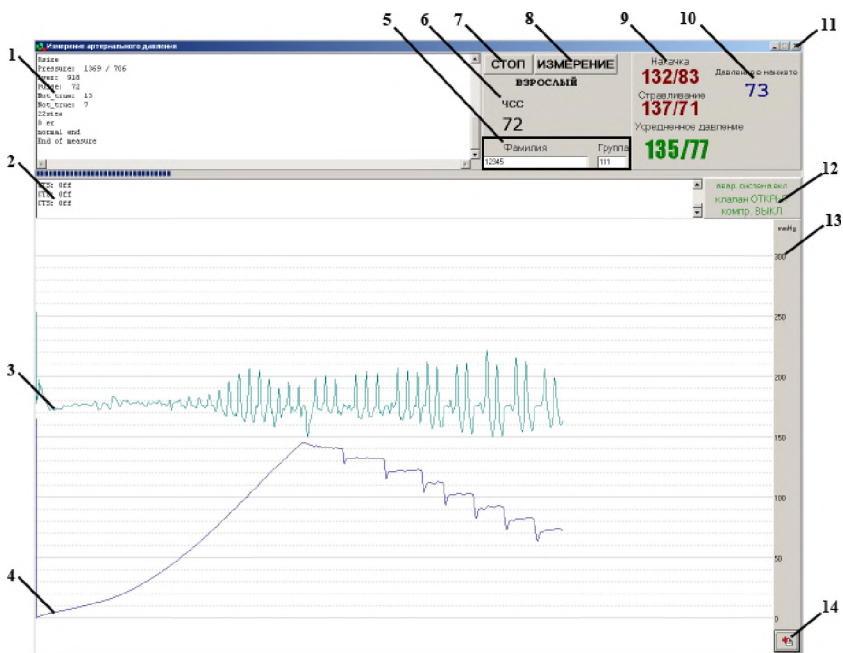


Рис. 7. Основное окно программы с органами управления и индикации:

- 1 – окно служебных параметров;
- 2 – окно мониторинга обмена информацией программы и аппаратной части;
- 3 – график пульсаций давления в манжете;
- 4 – график полного давления в манжете;
- 5 – панель ввода персональных данных (фамилия и № группы);
- 6 – измеренная частота сердечных сокращений (ЧСС);
- 7 – кнопка остановки измерений;
- 8 – кнопка начала измерения;
- 9 – индикация измеренного давления – при накачке (нагнетании) воздуха в манжету, при стравливании воздуха и среднее значение;
- 10 – текущее давление в манжете;
- 11 – кнопка выхода из программы;
- 12 – панель индикации режимов работы аппаратуры;
- 13 – шкала графика давления;
- 14 – кнопка сохранения графика в файл.

ПУЛЬСОВАЯ ОКСИМЕТРИЯ

Введение

Причиной самых распространённых хронических болезней является гипоксия - недостаточное обеспечение кислородом клеток различных органов, и нарушение из-за этого нормального обмена веществ в организме. Гипоксия вызывается, во-первых, уменьшением кровотока по кровеносным сосудам - артериям и артериолам из-за сужения их просвета, во-вторых, снижением уровня передачи кислорода эритроцитами клеткам тканей. При недостатке кислорода энергетика внутриклеточных биохимических реакций нарушается, что и вызывает подавляющее большинство патологий.

Функцию переносчика кислорода в эритроцитах крови выполняет гемоглобин. Железо гемоглобина, присоединяя молекулу кислорода, не окисляется, то есть не переходит из двух- в трехвалентное состояние, а образует обратимую связь, которая сравнительно легко разрушается при соответствующих изменениях концентрации кислорода в среде. Гемоглобин (Hb), присоединивший кислород, становится оксигемоглобином (HbO_2). Реакцию связывания кислорода гемоглобином называют оксигенацией, обратный процесс - дезоксигенацией. Не связанный с кислородом гемоглобин носит название дезоксигемоглобина. Процентное отношение количества O_2 , реально связанного с гемоглобином, к кислородной емкости крови называется насыщением (saturation - сатурация) гемоглобина кислородом (SaO_2 или HbO_2). Другими словами, SaO_2 - это отношение оксигемоглобина к общему количеству гемоглобина крови.

В норме насыщение артериальной крови кислородом (SaO_2 или HbO_2) составляет 96-98% . Небольшое "недонасыщение" (2-4%) объясняется некоторой неравномерностью легочной вентиляции и незначительной примесью венозной крови, которые имеют место и у здоровых людей. Снижение SaO_2 в артериальной крови называется артериальной гипоксемией. Умеренная гипоксемия характеризуется, прежде всего, снижением напряжения кислорода (PaO_2), в то время как величина SaO_2 (HbO_2) более устойчива.

Насыщение гемоглобина кислородом зависит от напряжения O_2 в крови (в соответствии с физическим законом действующих масс). Зависимость между парциальным напряжением кислорода в плазме (PaO_2) и процентом насыщения

гемоглобина (SaO_2) выражается графически в виде сатурационной кривой, или кривой насыщения (Рис. 1).

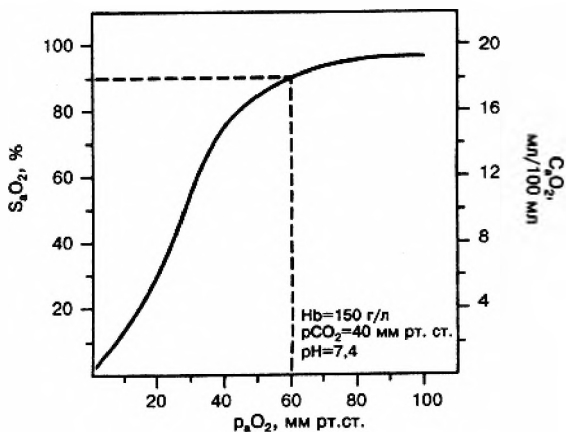


Рис. 1. Кривая диссоциации оксигемоглобина (сатурационная кривая) [1]

P_aO_2 —парциальное давление кислорода, S_aO_2 —насыщение гемоглобина артериальной крови кислородом; C_aO_2 - содержание кислорода в артериальной крови.

Верхняя часть кривой соответствует нормальной сатурации крови ($SaO_2 > 95\%$). S-образная форма кривой насыщения гемоглобина кислородом имеет большое физиологическое значение. При такой форме зависимости обеспечивается возможность насыщения крови кислородом при изменении P_aO_2 в довольно широких пределах. Например, дыхательная функция крови существенно не нарушается при снижении P_aO_2 в альвеолярном воздухе со 133,3 до 80–93,3 гПа. Поэтому, например, подъем на высоту до 3,0–3,5 км над уровнем моря не сопровождается развитием выраженной гипоксемии.

Ход кривой насыщения гемоглобина кислородом, также как и диссоциация оксигемоглобина, зависят от ряда физико-химических факторов. Сродство гемоглобина к кислороду, в первую очередь, связано со значением pH. Чем ниже pH, тем меньше способность гемоглобина связывать кислород. В тканевых капиллярах pH ниже (поступает большое количество CO_2), в связи с чем гемоглобин легко отдает кислород. В легких CO_2 выделяется, pH повышается и гемоглобин активно присоединяет кислород. Способность гемоглобина связывать кислород зависит также от температуры. Чем выше температура (в тканях температура выше, чем в легких), тем меньше сродство гемоглобина к кислороду. Напротив, снижение температуры вызывает обратные явления.

Физическая основа поглощения света веществом

Теоретической основой метода пульсовой оксиметрии является **закон поглощения света**. Поглощением света называется уменьшение интенсивности света при прохождении через вещество вследствие превращения энергии света в другие виды энергии. Где интенсивность света это энергия, переносимая распространяющейся световой волной через единицу поверхности, перпендикулярной направлению распространения волны за единицу времени.

Экспериментально установлено, что изменение интенсивности монохроматического света в среде зависит от природы вещества, пропорционально толщине слоя (dx), через который проходит свет, и интенсивности I_λ падающего света:

$$dI_\lambda = -k_\lambda I_\lambda dx \quad (1)$$

здесь k_λ – натуральный коэффициент поглощения, величина, зависящая от химического строения и природы вещества, а также от длины волны света. Знак минус в правой части уравнения означает, что интенсивность света уменьшается ($dI < 0$).

Из уравнения (1) следует: $\frac{dI_\lambda}{I_\lambda} = -k_\lambda dx$, где $\frac{dI_\lambda}{I_\lambda}$ есть доля энергии, поглощенной слоем вещества толщиной dx . Записанный в дифференциальной форме, **закон поглощения** формулируется следующим образом: *в каждом последующем слое одинаковой толщины поглощается одинаковая часть потока энергии падающей на него световой волны независимо от его абсолютной величины.*

Рассмотрим фрагмент вещества, на который подается свет от источника излучения (рис. 2).

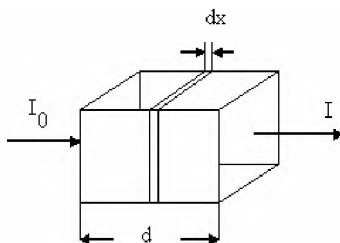


Рис. 2. Схема эксперимента (пояснения в тексте)

Пусть на входе в среду интенсивность света равна I_0 . Найдем интенсивность I света, прошедшего слой вещества, толщиной d . Для этого проинтегрируем выражение (1), предварительно разделив переменные.

$$\frac{dI}{I} = -k_\lambda dx; \quad \int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -k_\lambda \int_0^d dx; \quad \Rightarrow \ln I \Big|_{I_0}^I = -k_\lambda x \Big|_0^d \Rightarrow$$

$$\ln I - \ln I_0 = -k_\lambda d$$

потенцируя, получим:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-k_\lambda d} \quad \Rightarrow \quad \boxed{I = I_0 e^{-k_\lambda d}} \quad \Rightarrow \text{закон Ламберта-Бугера}$$

(2)

Он формулируется следующим образом:

Интенсивность прошедшего света прямо пропорциональна интенсивности падающего света и убывает по экспоненциальному закону при увеличении толщины слоя среды.

Выясним смысл коэффициента поглощения. Пусть $k_\lambda = \frac{1}{d}$. Подставим k_λ в формулу (2), получим: $\frac{I}{I_0} = e$

Следовательно, натуральный мономатрический коэффициент поглощения есть величина, обратная толщине слоя вещества при прохождении через который интенсивность света уменьшается в e раз. Единица измерения в системе СИ: $\frac{1}{\text{м}}$

Закон Бера: При поглощении света веществом, растворенном в прозрачном растворителе (т.е. в растворителе, который не поглощает свет той длины волны, которую поглощает растворенное вещество) коэффициент поглощения пропорционален концентрации вещества.

$$k_\lambda = \chi_\lambda C \tag{3}$$

где χ_λ – молярный коэффициент поглощения раствора, единичной концентрации, иначе – удельный молярный коэффициент поглощения.

Закон Бера выполняется для растворов малой концентрации (при условии, что растворитель прозрачен), т.к. поглощающая способность молекул в растворах большой концентрации будет изменяться вследствие взаимодействия молекул.

Объединенный закон поглощения света имеет вид:

$$I = I_0 e^{-\chi \chi^c d} \quad (4)$$

Поглощающая способность растворов определяется также:

1. Коэффициентом пропускания: $\tau = \frac{I}{I_0}$. Коэффициент пропускания есть отношение интенсивности света, прошедшего через раствор, к интенсивности света, падающего на раствор. Очевидно, что коэффициент пропускания является безразмерной величиной

2. Оптической плотностью среды: $D = \ln \frac{1}{\tau} = \ln \frac{I_0}{I} = \chi^c d$.

Примечание: На практике закон Ламберта – Бугера – Бера, часто выражают через показательную функцию с основанием 10: $I = I_0 10^{-\chi^1 c d}$.

$\chi^1 \approx 2,3 \chi$, так как $10 \approx e^{2,3}$

Закон поглощения можно связать с некоторыми характеристиками молекул. Пусть $n = \frac{N}{V}$ - концентрация молекул, поглощающих кванты света, σ - эффективное сечение поглощения молекулы (площадь, при попадании фотона на которую происходит его захват молекулой). Объем выделенного слоя (см. Рис. 2) Sdx , (S - площадь поверхности, на которую падает свет) количество молекул в нем $nSdx$. Общая площадь эффективного сечения молекул этого слоя равна $\sigma nSdx$. Доля площади эффективного сечения молекул в общей площади сечения: $\frac{\sigma nSdx}{S} = \sigma ndx$ определяет долю поглощенного света, то есть:

$$\frac{dI}{I} = -\sigma ndx \quad (5)$$

После интегрирования и потенцирования равенства (3) имеем: $I = I_0 e^{-\sigma nd}$

Преобразуем произведение nd : $nd = \frac{N}{V} d = \frac{N}{Sd} d = \frac{N}{S}$ и подставим его в (5).

Получим:

$$I = I_0 e^{-\sigma \frac{N}{S}}; \text{ или } I = I_0 e^{-\alpha N} \quad (6)$$

где $\alpha = \frac{\sigma}{S}$ есть эффективное относительное сечение поглощения молекулы.

На основе закона поглощения света разработан ряд фотометрических методов по определению концентрации веществ в растворе, в частности, метод пульсовой оксиметрии, при котором используется эффект пульсации артериальной крови. В пульсовом оксиметре анализируется поглощение (или рассеяние) света различной длины волны окисленным гемоглобином и гемоглобином.

Длина волны света выбирается таким образом, чтобы она максимально поглощалась (рассеивалась) оксигемоглобином и гемоглобином и мало поглощалась остальными тканями. Этому требованию удовлетворяют $\lambda_1 = 660\text{нм}$ (красный область) и $\lambda_2 = 940\text{нм}$ (инфракрасная область спектра). При $\lambda_1 = 660\text{нм}$ гемоглобин поглощает в 10 раз больше света, чем оксигемоглобин, а на волне 940нм поглощение оксигемоглобина больше, чем гемоглобина

Свет, прошедший через насыщенные артериальной кровью ткани пациента, регистрируется фотоприемником датчика (обычно это фотодиод – полупроводник, сила тока в котором зависит от освещенности). Излучатели красного и инфракрасного каналов (светодиоды) работают поочередно (рис. 3). Кроме того, предусмотрена фаза, когда оба светодиода не излучают свет. Темновая фаза необходима для исключения влияния фоновой засветки от других источников освещения, например, от дневного света.

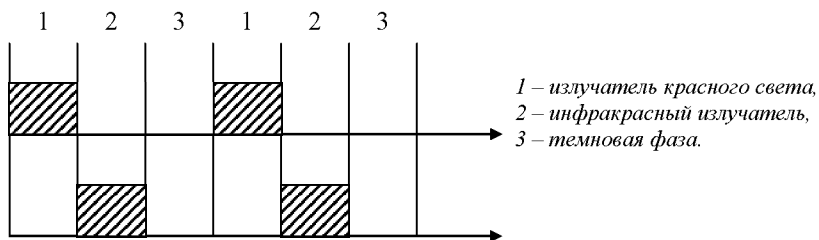


Рис.3. Фазы работы излучателей пульсоксиметра [1].

После разделения (фильтрации) сигналов красного и инфракрасного света, сигналы каналов имеют вид, показанный на рис. рис. 4.



Рис. 4. Форма светового потока на фотоприемнике (пояснения в тексте) [1]

Сигнал пульсовой волны создается только пульсирующей артериальной кровью. Он затухает по мере наполнения микрососудов кровью во время систолы сердца (t_2) и увеличивается во время диастолы (t_1). Предполагается, что интенсивность поглощения света остальными тканями у конкретного человека есть величина постоянная. Поэтому с учетом этого факта и уравнения (6) значение сигнала в момент времени t_1 :

$$I_{1t_1} = I_0 K e^{-\alpha_1 x_1 - \alpha_2 y_1} \quad (7)$$

где K – коэффициент поглощения света всеми остальными тканями, кроме артериальной крови;

α_1 – эффективное относительное сечение поглощения молекул окисленного гемоглобина в первом спектральном канале;

α_2 – эффективное относительное сечение поглощения молекул восстановленного гемоглобина в первом спектральном канале;

x_1 – число молекул окисленного гемоглобина в момент времени t_1

y_1 – число молекул восстановленного гемоглобина в момент времени t_1

Для момента времени t_2 :

$$I_{1t_2} = I_0 K e^{-\alpha_1 x_2 - \alpha_2 y_2}$$

Для устранения зависимости результата измерения от влияния других тканей вычислим

$$\ln \frac{I_{1t_1}}{I_{1t_2}} = \alpha_1(x_2 - x_1) + \alpha_2(y_2 - y_1) = \alpha_1 \Delta x + \alpha_2 \Delta y \quad (8)$$

Δx – изменение числа молекул окисленного гемоглобина за время $(t_1 - t_2)$

Δy – изменение числа молекул восстановленного гемоглобина за время $(t_1 - t_2)$

Аналогично для второго спектрального канала:

$$\ln \frac{I_{2t_1}}{I_{2t_2}} = \alpha_3 \Delta x + \alpha_4 \Delta y, \quad (9)$$

α_3 - эффективное относительное сечение поглощения молекул окисленного гемоглобина во втором спектральном канале;

α_4 - эффективное относительное сечение поглощения молекул восстановленного гемоглобина во втором спектральном канале;

Разделим равенство (8) на (9)

$$R = \frac{\ln \left(\frac{I_{1t_1}}{I_{1t_2}} \right)}{\ln \left(\frac{I_{2t_1}}{I_{2t_2}} \right)} = \frac{\alpha_1 \Delta x + \alpha_2 \Delta y}{\alpha_3 \Delta x + \alpha_4 \Delta y} \quad (10)$$

Числитель и знаменатель правой части выражения (10) разделим на $(\Delta x + \Delta y)$ и

учтем, что по физическому смыслу $\frac{\Delta x}{\Delta x + \Delta y} = Sa$, $\frac{\Delta y}{\Delta x + \Delta y} = 1 - Sa$,

где Sa – относительное содержание оксигемоглобина в артериальной крови.

Окончательное выражение имеет вид:

$$R = \frac{\alpha_1 Sa + \alpha_2 (1 - Sa)}{\alpha_3 Sa + \alpha_4 (1 - Sa)}$$

В случае, когда длина волны первого спектрального канала $\lambda_1 = 660\text{нм}$, а вторая $\lambda_2 = 940\text{нм}$, графическая зависимость величины Sa от R , называемая калибровочной

кривой пульсоксиметра. На рис. 5 приведено графическое представление калибровочной кривой

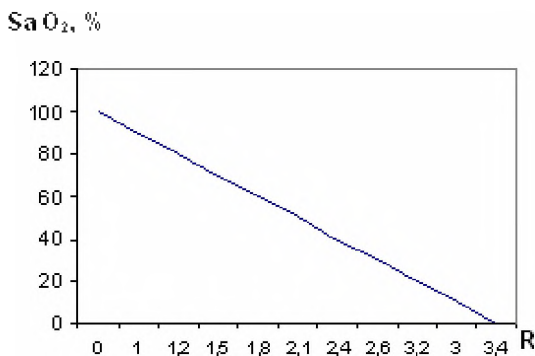


Рис. 5. Калибровочная кривая пульсоксиметра [1]

Техническая реализация метода пульсовой оксиметрии

Структурная схема пульсового оксиметра приведена на рис. 6. Излучатели каналов и фотоприемник расположены внутри датчика. Сигналы пульсовых волн (см. рис.4) выделяют после предварительного усиления и фильтрации. Затем они преобразуются аналого-цифровым преобразователем (АЦП) в числовые значения и используются процессором для расчета наполнения пульса и величины сатурации крови SaO₂ по калибровочной кривой пульсоксиметра, заложенной в память микропроцессора.

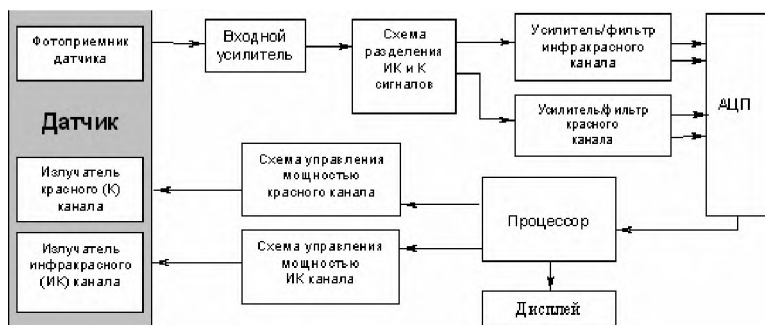


Рис. 6. Структурная схема пульсового оксиметра [1]

Таким образом, лежащие в основе метода пульсоксиметрии физические принципы позволяют технически реализовать возможность измерения следующих физиологических параметров:

- насыщение гемоглобина артериальной крови кислородом.
- частоту пульса.

Важно! Пульсоксиметрия не дает информации о:

- содержании кислорода в крови;
- количестве растворенного в крови кислорода;
- дыхательном объеме и частоте дыхания;
- сердечном выбросе или артериальном давлении.

Использование метода пульсовой оксиметрии в медицинской практике

Пульсоксиметрия является очень полезным видом мониторинга кардиореспираторной системы. Во многих странах Европы и США этот метод входит в стандарт обязательного мониторинга во время наркоза, так как надежно фиксирует эпизоды гипоксемии и позволяет своевременно проводить лечебно-профилактические мероприятия. В условиях работы выездных бригад скорой и неотложной помощи пульсоксиметрия быстро дает ценные данные о состоянии больных, страдающих широким кругом заболеваний, и позволяет осуществлять оценку эффективности неотложных мер оказания помощи и диагностику состояния больных при транспортировке в стационар.

Метод пульсоксиметрии способен выявить локальный застой кровообращения, при котором увеличивается количество восстановленного гемоглобина в сосудах того или иного отдела тела. Результатом замедления кровотока является цианоз (появление синеватой окраски кожи и/или слизистых оболочек) такого участка. Периферический цианоз возникает при уменьшении периферического кровотока. Например, при воздействии холода, при шоке, застойной сердечной недостаточности и заболеваниях периферических сосудов. Такие явления ведут к высокой экстракции кислорода из насыщенной в пределах нормы артериальной крови. При этом количество восстановленного гемоглобина может превышать 50 г/л.

Значительные изменения сатурации крови происходят при ряде патологических состояний. Проведение пульсоксиметрии показано пациентам с заболеваниями, при

которых имеет место нарушение дыхания во сне, например, при ожирении 2 степени и выше, артериальной гипертонии 2 степени и выше, сердечной недостаточности, дыхательной недостаточности и другое.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Механизм переноса кислорода
- Что называется сатурацией (SaO_2) и от чего она зависит? Ее значение в норме.
- Кривая насыщения или сатурационная кривая и факторы, от которых она зависит.
- Физический смысл закона Ламберта - Бугера.
- Закон Бера, условия его применимости.
- Физический смысл закона Бугера - Ламберта - Бера.
- Коэффициент пропускания раствора.
- Оптическая плотность раствора.
- Интенсивность света.
- Явление поглощения света.
- Натуральный показатель поглощения, его физический смысл.
- Метод пульсовой оксиметрии.
- Какие параметры можно измерить методом пульсоксиметрии?

Цитируемая литература

1. Зислин Б.В., Чистяков А.В.. Мониторинг дыхания и гемодинамики при критических состояниях. Екатеринбург, Сократ, 2006 г.
2. Ремизов А.Н. «Медицинская и биологическая физика» Москва, Дрофа 2007г.
3. Хилл Е., Стоунхэм М.Д. Практическое применение пульсоксиметрии.

http://www.basko.spb.ru/article_8.html

Практические рекомендации по выполнению лабораторной работы

У здорового человека состав артериальной крови практически одинаков на всем протяжении: от левого желудочка сердца до самых мелких артерий – артериол. Поэтому независимо от места расположения датчика пульсоксиметра можно судить о работе легких и сердца. В данной работе используется конструкция датчика для измерения сатурации на пальцах руки. Датчик работает совместно с монитором реаниматолога *МПП5-02* фирмы «Тритон-ЭлектроникС». Передняя панель аппарата показана на рис. 7.



Рис. 7. Передняя панель монитора реаниматолога МПП5-02 фирмы «Тритон-ЭлектроникС» с органами индикации

Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедитесь в том, что монитор *МПП5-02* включен в электрическую сеть, переведите тумблер на задней панели прибора в положение «I». При этом световой индикатор на передней панели аппарата должен гореть зеленым цветом.

2. Включите аппарат кнопкой «**СЕТЬ**». При этом одноименный индикатор загорится красным цветом, а экране монитора появятся графические символы.
3. поместите датчик (прищепку) на указательный палец левой руки, избегая избыточного давления. Располагайте датчик таким образом, чтобы кабель проходил по тыльной стороне руки. **Внимание!** ногтевые фаланги должны быть чистыми, при необходимости удалите лак!
4. Подождите некоторое время, наблюдая при этом кривую пульсовой волны на мониторе прибора. Убедитесь, что ее форма качественно соответствует примеру на рис. 4.
5. При условии стационарности пульсовой волны на протяжении нескольких кардиоциклов, зафиксируйте в журнале значения пульса (цифровой индикатор на передней панели прибора «**ЧСС**») и сатурации (индикатор – «**SpO₂**»).
6. **Внимание!** Будьте осторожны с оценкой результатов сатурации. Быстрое изменение значений (например, 99% внезапно меняется на 85%) физиологически невозможно! Поправьте датчик, добейтесь стабильности измерений.
7. Установите датчик на палец правой руки и произведите повторные измерения параметров, зафиксируйте их и сопоставьте результаты с уже полученными данными на левой руке.
8. Сделайте выводы и подготовьте отчет о проделанной работе.

РЕОГРАФИЯ

Введение

Известно, что биологические ткани и органы являются проводниками электрического тока с электрическим сопротивлением, величина которого варьирует в широком диапазоне (Табл. 1). Органические вещества (белки, жиры, углеводы) проявляют свойства диэлектриков. В состав тканевых жидкостей входят электролиты, электропроводность которых имеет сходство с металлами.

Табл. 1. Значения удельного сопротивления различных тканей и жидкостей организма[1]

Биологические ткани	Удельное сопротивление (Ом·м)
Спинномозговая жидкость	0,55
Кровь	1,66
Мышцы	2
Ткань мозговая и нервная	14,3
Ткань жировая	33,3
Кожа сухая	10 ⁶
Кость без надкостницы	10 ⁷

Электропроводность тканей и органов зависит от их функционального состояния и, следовательно, может быть использована для диагностики. Например, при воспалительных процессах в тканях клетки набухают. За счет этого уменьшается сечение межклеточного пространства, содержащего электролиты и, следовательно, электрическое сопротивление ткани возрастает. Качественно противоположный результат возникает при увеличении кровенаполнения тканей, при этом их электрическое сопротивление уменьшается, а электропроводность становится больше.

Изменение электропроводности тканей, обусловленное колебаниями кровенаполнения сосудов лежит в основе диагностического метода *реографии* (от греческого "*ρεω*" - поток, течение). Разновидностями реографии являются реоплетизмография, импедансная плетизмография и некоторые другие методы. Вместе с тем, все эти диагностические технологии базируются на регистрации изменяющейся величины электрического сопротивления живых тканей, органов или участков тела при

пропускании через них слабого по силе переменного электрического тока высокой частоты.

Метод реографии, благодаря своей простоте, относительно высокой информативности, безопасности и доступности, получил широкое распространение в клинической практике. Он 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.

Физические основы электрической проводимости биологических тканей

Импеданс биологических тканей

Ткани организма проводят не только постоянный, но и переменный электрический ток. При прохождении через ткани переменного тока, изменяющегося по гармоническому закону:

$$I(t) = I_0 \cdot \cos \omega t,$$

падение напряжения на биологической ткани изменяется по закону

$$U(t) = U_0 \cdot \cos(\omega t + \varphi).$$

Величиной, определяющей соотношение между напряжением и силой переменного тока, является *импеданс - полное электрическое сопротивление цепи переменному току*, которое определяется не только модулем

$$Z = \frac{U_0}{I_0} = \sqrt{R_0^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C}\right)^2} = \sqrt{R_0^2 + (R_L - R_C)^2} \quad \text{но и фазовым}$$

сдвигом тока и напряжения $\operatorname{tg} \varphi = \frac{R_L - R_C}{R_0}$,

где R_0 - омическое или активное сопротивление ткани,

$R_C = \frac{1}{\omega C}$ - емкостное сопротивление.

$R_L = L\omega$ -индуктивное сопротивление.

φ - фазовый сдвиг тока и напряжения.

Сопротивления R_C и R_L называют реактивными составляющими импеданса. Биологические мембраны и, следовательно, весь организм обладают емкостными свойствами. Поэтому R_C компонент импеданса присутствует в живых тканях. Напротив, в организме нет таких систем, которые были бы подобны катушкам индуктивности, поэтому индуктивное сопротивление близко к нулю, то есть $R_L = 0$. Таким образом, импеданс тканей организма определяется только омическим и емкостным сопротивлениями.

Емкостные свойства объясняются спецификой строения клеточных мембран, исполняющих роль диэлектрика в «биоконденсаторах», проводящими обкладками которого являются электролитные межклеточная и внутриклеточная жидкости. Абсолютная величина (модуль) электрического импеданса биоткани определяется выражением:

$$Z = \sqrt{R_0^2 + R_c^2}$$

Наличие в биологических системах емкостных элементов подтверждается тем, что сила тока опережает по фазе приложенное напряжение.

Фазовый сдвиг φ определяет отношение реактивной и активной составляющих импеданса:

$$\operatorname{tg} \varphi = - R_c / R_0$$

Для примера, на частоте 1кГц угол сдвига фаз в коже человека, нервной ткани и мышечной ткани имеет следующие значения: 55, 64, 65 градусов, соответственно.

Частотная зависимость импеданса биотканей (дисперсия)

На рис. 1 представлена зависимость импеданса различных биологических тканей от частоты, полученная экспериментально. Значения импеданса были определены в широком диапазоне частот. Прямая линия (5) соответствует сопротивлению неживой ткани, то есть *сопротивление мертвой ткани не зависит от частоты электрического тока*. В мертвой ткани разрушены мембраны - “живые конденсаторы”, поэтому она обладает лишь омическим сопротивлением. Следует добавить, что в здоровых и больных тканях имеет место различие в частотных зависимостях импеданса.

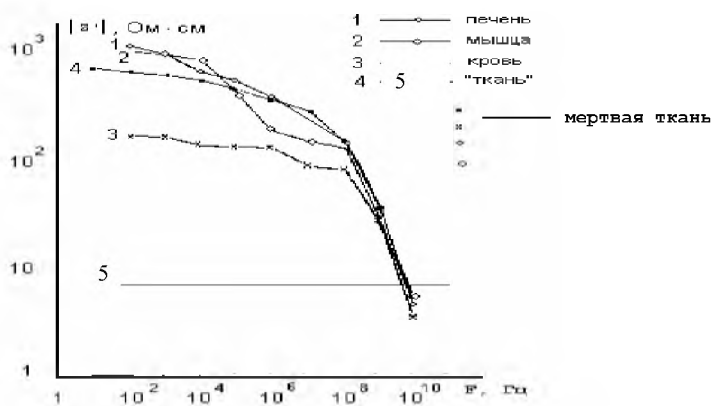


Рис. 1. Частотная зависимость импеданса биологических тканей [2]

Наличие активных и реактивных составляющих импеданса можно моделировать, используя эквивалентные электрические схемы (рис. 2). Они состоят из резисторов, которые обладают активным сопротивлением и конденсаторов, обладающих емкостным сопротивлением.

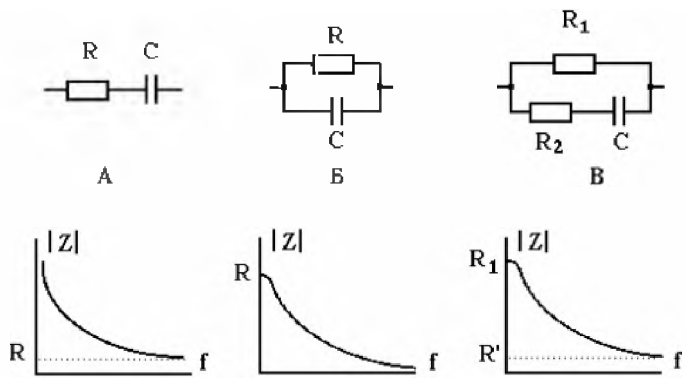


Рис. 2. Эквивалентные электрические схемы и частотные зависимости импеданса (пояснения в тексте) [2]

Величина активного сопротивления R_1 соответствует измерениям на постоянном токе. R_2 характеризует активные потери во внутренних структурах.

Графики, представленные на нижней панели рисунка, дают лишь качественное представление о поведении импеданса при изменении частоты переменного тока.

Схема **A** имеет существенное расхождение с опытными данными в области частот близких к нулю - величина импеданса неограниченно возрастает с уменьшением частоты.

Схема **B** удовлетворительно описывает частотную зависимость величины импеданса на низких частотах, но в области высоких частот величина импеданса стремится к нулю, что не соответствует опытным данным.

Схема **B** обеспечивает наилучшее согласие с экспериментом: на низких частотах величина импеданса определяется сопротивлением R_1 , на высоких частотах R^1 - параллельным соединением сопротивлений R_1 и R_2 .

Следует обратить внимание на то, что частотные зависимости величины импеданса для эквивалентных моделей и реальной биологических тканей (см. рис. 1) имеют существенные различия. Так, эквивалентная схема **B** дает монотонное убывание импеданса с ростом частоты переменного тока, а на кривой для реальной ткани имеются участки, на которых величина импеданса практически не меняется по сравнению с общим ходом кривой.

Если рассмотреть возможность изменения емкости конденсатора C в эквивалентной схеме **B** при изменении частоты, то природную зависимость импеданса тканей от частоты можно смоделировать более точно. Согласно экспериментальным данным, биологические ткани демонстрируют частотную зависимость диэлектрической проницаемости с характерными областями α , β и γ - дисперсии (рис. 3). Как известно, емкость конденсатора пропорциональна диэлектрической проницаемости среды. Поэтому различная диэлектрическая проницаемость в зонах дисперсии оказывает определенное влияние на электроемкость ткани и, следовательно, на величину импеданса.

Наличие областей дисперсии указывает на различные механизмы поляризации в различных частотных диапазонах. Рассматривают следующие механизмы возникновения областей дисперсии:

α - дисперсия обусловлена поляризацией целых клеток (1, 2 на рис. 3) в результате диффузии ионов, что требует относительно большого времени. Поэтому данный механизм проявляется при действии электрического поля низкой частоты

(0,1 – 10 кГц). В этой области емкостное сопротивление мембран очень большое и преобладают токи, протекающие через растворы электролитов в приграничных с мембраной зонах.

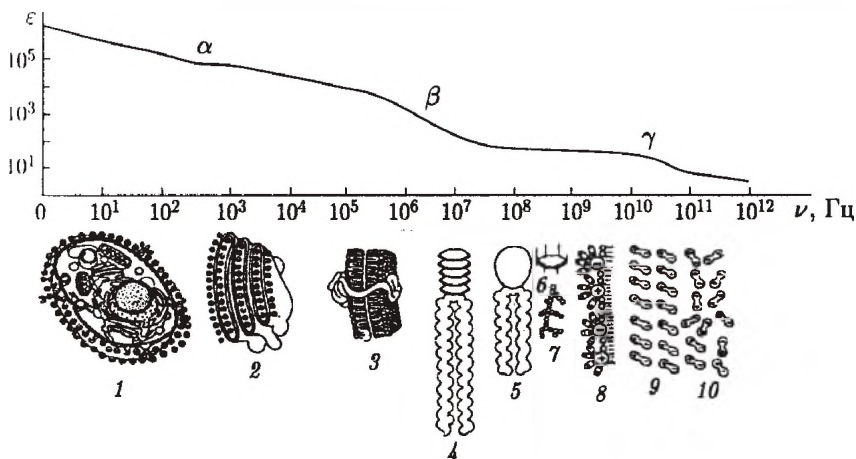


Рис. 3. Частотная зависимость диэлектрической проницаемости биотканей, в которой выделяются области α , β , γ -дисперсии (пояснения в тексте)

β - дисперсия обусловлена структурной поляризацией клеточных мембран (3), в которой участвуют белковые макро молекулы (4), а на их верхней границе – глобулярные водорастворимые белки (5), фосфолипиды (6, 7) и мельчайшие субклеточные структуры (8). Данный механизм проявляется при действии переменного электрического поля с частотой (1-10МГц).

γ - дисперсия обусловлена процессами поляризации молекул (9,10) свободной и связанной воды (частота около 20ГГц), а также низкомолекулярных веществ типа аминокислот и сахаров (частотный интервал 1-10 ГГц).

Частотная зависимость импеданса позволяет оценить жизнеспособность тканей, что используется в практических целях, например, для определения границ некроза, пригодности биологических субстанций для трансплантации. При фиксированных

частотах переменного тока зависимость импеданса биологических тканей от их физиологического состояния лежит в основе реографических методов оценки кровотока в организме.

При увеличении кровенаполнения органов и тканей имеет место возрастание электропроводности, то есть уменьшение импеданса в исследуемом объекте. Аналитически, метод реографии описывается формулой А.А. Кедрова:

$$\frac{\Delta V}{V} = - \frac{\Delta Z}{Z},$$

где $\frac{\Delta V}{V}$ – относительное изменение объема крови на исследуемом участке (например, наполнение аорты при систоле $\Delta V > 0$ и уменьшение наполнения при диастоле $\Delta V < 0$),

$\frac{\Delta Z}{Z}$ - относительное изменение импеданса ($\Delta Z < 0$ при систоле и $\Delta Z > 0$ при диастоле).

Для того чтобы колебания импеданса соответствовали изменению кровенаполнения, выходной сигнал принято инвертировать (сменить знак).

Техническая реализация метода реографии, параметры регистрируемого сигнала

Реализация метода реографии состоит в следующем: на область исследования накладывают электроды и пропускают через них электрический ток 1..5 мА частоты от 30... 300 кГц. Зарегистрированные во времени колебания электропроводности графически представляются в виде *реограммы* – кривой, отражающей пульсовые колебания электрического сопротивления (импеданса). В частности, грудная реограмма фиксирует изменение сопротивления тела пациента между электродами, расположенными на боковых поверхностях грудной клетки (рис. 4).

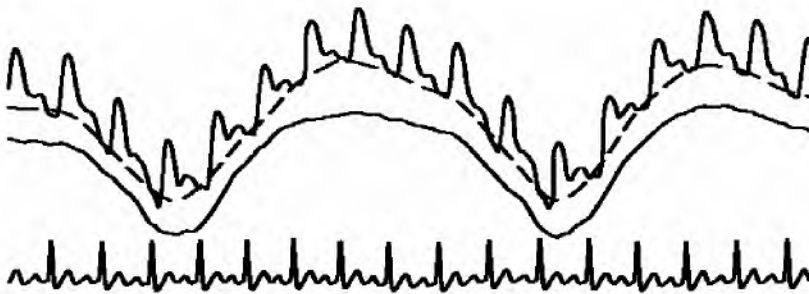


Рис. 4. Типичный пример регистрации трансторакальной (грудной) реограммы (пояснения в тексте)

На рисунке видно, что сигнал грудной реограммы складывается из двух аддитивных частей: "быстрой" сердечной компоненты (~1-2Гц) и "медленной" дыхательной (менее 0,5Гц). Быстрой компоненте сигнала на рис. 4 соответствуют зубцы, наложенные на дыхательные волны (медленная компонента). Зубцы отражают насосную функцию сердца и совпадают по времени с сигналом ЭКГ (нижняя кривая). Современные методы фильтрации на основе компьютерной обработки сигналов дают возможность разделить две составляющие реограммы. В частности, на рис. 4 средняя гладкая кривая отражает только волны дыхания.

Полезный сигнал грудной реограммы, складывается из множества факторов, основные из которых перечислены ниже в порядке важности:

1. изменение импеданса аорты за счет изменения объема крови в сердечном цикле,
2. изменение импеданса аорты за счет изменения скорости крови,
3. пульсация импеданса легких за счет кровенаполнения легочных тканей,
4. падение импеданса легких за счет притока крови из легочных вен во время вдоха (вследствие падения давления в легких),
5. рост импеданса легких за счет альвеол во время вдоха,
6. изменение импеданса грудной клетки вследствие изменения ее геометрии при дыхательных движениях.

Использование метода реографии в медицинской практике

Метод реографии широко применяется в диагностике различного рода сосудистых нарушений головного мозга, конечностей, легких, сердца, печени и др. Реография конечностей, например, используется при заболеваниях периферических сосудов, сопровождающихся изменениями их тонуса, эластичности, сужением или полной закупоркой артерий.

Располагая электроды над участками основных сосудистых бассейнов исследуемой области различных органов или тканей человека, можно зарегистрировать реограмму конечностей (периферическая реограмма, или реовазограмма), легких (реопульмограмма), мозга (реоэнцефалограмма), сердца (реокардиограмма) и так далее. При нарушении кровообращения, чаще всего обусловленном атеросклеротическими или воспалительными поражениями сосудов, амплитуда пульсовых колебаний на реограмме уменьшается или изменяется форма кривой.

Одновременно с основной реограммой часто регистрируется и первая производная, или дифференциальная реограмма. Она позволяет судить о сократительной функции сердечной мышцы и сосудистом тоне по изменению скорости кровенаполнения сосудов в разные фазы сердечного цикла. Для лучшего сопоставления данных реограммы с фазами сердечного цикла одновременно записывают ЭКГ (во 2 отведении).

Контрольные вопросы по теме работы:

- В чем заключается диагностический метод реографии?
- Что называется импедансом?
- Импеданс биологических тканей.
- Частотная зависимость импеданса биологических тканей (дисперсия).
- Эквивалентные электрические схемы импеданса биологических тканей.
- Формула Кедрова для аналитического описания метода реографии.
- Использование метода реографии в медицинской практике.

Цитируемая литература

1. Ремизов А.Н. «Медицинская и биологическая физика» 2007г.
2. Тихомиров А.Н. «Импеданс биологических тканей и его применение в медицине». Российский государственный медицинский университет 2006г.
3. Олейник И.П., Кулиш С.Н., «Аппаратные методы исследований в биологии и медицине» Учебное пособие. Харьков Нац. аэрокосмический университет им. Жуковского.

Практические рекомендации по выполнению работы

Последовательность операций выполнения работы:

1. Включите аппаратный модуль в электросеть.
2. Запустите программу ReoGraph.exe.
3. Прикрепите датчики к обеим руки. Примите спокойное положение, руки не должны быть напряжены и спокойно лежать на столе. Выждите в таком положении примерно минуту.
4. Добившись стабильных показаний на реограмме, остановите процедуру регистрации и сохраните полученные данные.
5. Запустите программу анализа реографической кривой и определите требуемые параметры согласно нижеприведенным рекомендациям.

Анализ реографической кривой

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. 5).

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 ($A_{сисст}$), а также ее отношение ко времени этого подъема ($A_{сисст}/a_1$). Эти два показателя отражают величину и скорость кровенаполнения артерии изучаемого участка тела.

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

4. Систолю-диастолический показатель — отношение амплитуды систолической волны реограммы к максимальной амплитуде ее диастолической части ($A_{арт}/A_{дискр}$). 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 ($A_{арт}/A_{вен}$). Это отношение является косвенным показателем эластичности сосудистой стенки.

6. Индекс тонуса (ИТ) — отношение амплитуды реограммы в нижней точке инцизуры к максимальной амплитуде систолической волны ($A_{инц}/A_{арт}$) — 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. 5).

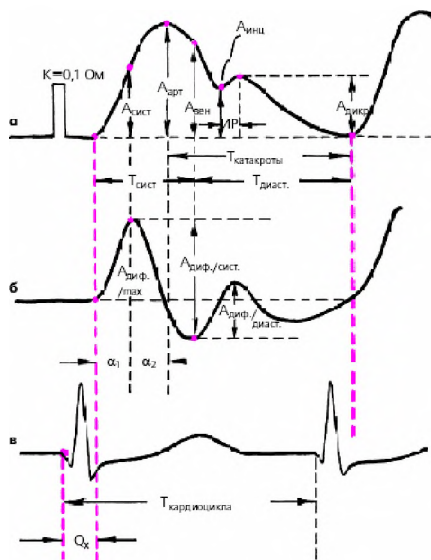


Рис. 5. Схема определения основных параметров объемной (а) и дифференцированной (б) реограммы, зарегистрированы синхронно с ЭКГ (в)

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), $A_{диф/тах.}$, $A_{диф/сист}$ 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).

Для измерения амплитудных и временных параметров процессов, зарегистрированных при выполнении лабораторных работ по Медицинской физике

(реография, фотоплетизмография, ЭКГ и электроэнцефалография) используется специально разработанная программа «Анализ графиков».

Последовательность действий при работе с программой:

1. Запустите программу «Анализ графиков». Ярлык для запуска находится в папке «Лабораторный практикум».
2. Окно программы с основными элементами управления и индикации изображено на рис. 6

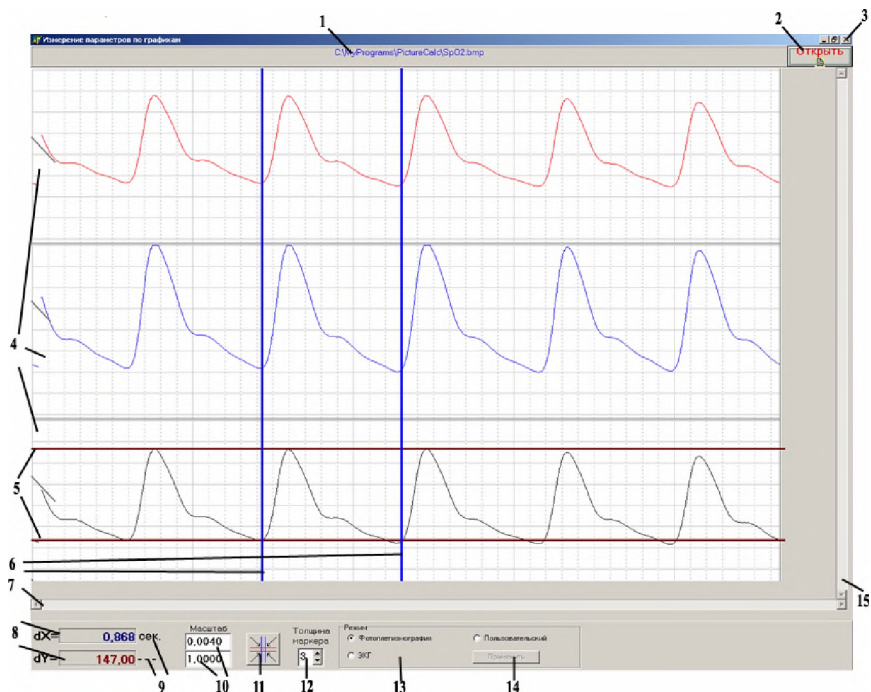


Рис. 6. Окно программы «Анализ графиков» с основными элементами управления и индикации

1 – Полное имя графического файла с данными; 2 – кнопка загрузки графических данных; 3 – кнопка закрытия программы; 4 – загруженные данные; 5 – горизонтальные перемещаемые маркеры; 6 – вертикальные перемещаемые маркеры; 7 – панель прокрутки по горизонтали; 8 – результаты измерений; dX – расстояние между вертикальными маркерами и dY – между горизонтальными; 9 – размерности результатов измерений; 10 – масштабные коэффициенты; 11 – кнопка установки маркеров в центр графика; 12 – регулировка толщины линии маркеров; 13 – панель выбора режима измерений (или типа исходных данных); 14 – кнопка применения заданных пользователем масштабных коэффициентов (только для режима «Пользовательский»); 15 – панель прокрутки по вертикали.

3. Нажмите кнопку 2, в диалоговом окне выберите нужный графический файл с вашими данными. В окне программы появится график исследуемого процесса. Если вертикальный и/или горизонтальный размеры графика будут больше выделенной для него области, активируется панель вертикальной (15) и/или горизонтальной (7) прокрутки.
4. На панели 13 выберите тип обрабатываемых данных (или заранее установленные - Фотоплетизмография, реография, ЭКГ, ЭЭГ, или пользовательский тип). Для предустановленных режимов масштабные коэффициенты (10) установятся автоматически. Для пользовательского режима их, при необходимости, следует ввести вручную (окна ввода 10) и нажать кнопку «Применить» (14).
5. Для измерения характерных временных интервалов обрабатываемых данных необходимо установить вертикальные маркеры – один на начало интересующего интервала, другой – в его конец. В панели dX (8) появится измеренное значение.
6. Для измерения амплитудных параметров процесса следует расставить оба горизонтальных маркера в нужные места и в панели dY (8) считать появившееся значение.
7. Если измеряемый параметр (в зависимости от выбранного в панели 13 режима) имеет размерность, в панели 9 будет содержаться единица его измерения (сек., мВ). Если параметр имеет безразмерное значение (например, амплитуды волн фотоплетизмограммы) – вместо единицы измерения будет стоять прочерк «---».

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭХОЛОКАЦИЯ

Введение

Ультразвуковыми принято называть волны, частоты которых лежат выше диапазона слышимости человеческого уха. Ультразвук используется для визуализации в медицинской диагностике, поскольку имеет способность проникать внутрь тела человека и взаимодействовать с биологической тканью. В настоящее время ультразвуковые методы диагностики в самых различных областях медицины занимают главенствующее положение. Это связано с тем, что ультразвуковая диагностика, будучи высокоинформативным, неинвазивным, безопасным методом, широко применяется при оценке патологии различных органов и систем, и занимает одно из ведущих мест в современной клинической медицине. Кроме того, базовая ультразвуковая аппаратура экономична и проста в применении.

Ультразвук, проникая через ткани, вызывает эффекты нагревания и кавитации. По данным Всемирной Организации Здравоохранения диагностический ультразвук не вызывает повреждения хромосом и не причиняет ущерба здоровью человека. Необратимые изменения в тканях возможны при интенсивности ультразвука больше 10 Вт/см², в то время как интенсивность ультразвука, используемого в диагностике, не превышает 50 мВт/см². Кроме того, ультразвуковой аппарат создает электромагнитное излучение, величина которого, однако, не оказывает пагубного действия на человека.

Информация о структуре тела закодирована в прошедшем и рассеянном излучении, и задача системы визуализации состоит в раскодировке этой информации. Ультразвуковые волны, подобно свету, преломляются и отражаются на границах раздела сред с различными акустическими показателями преломления. Эти эффекты могут быть достаточно заметными, что позволяет создавать фокусирующие системы. Однако, как мы покажем ниже, характерные соотношения между длиной волны и размерами фокусирующих элементов в этом случае таковы, что следует применять законы волновой (а не геометрической) оптики и учитывать явления дифракции и интерференции ультразвуковых волн.

Ультразвуковые волны распространяются достаточно медленно, поэтому при характерных размерах органов в теле легко измерять соответствующие времена распространения. Это позволяет использовать эхо-импульсные методы для формирования акустических изображений. С другой стороны, скорость ультразвуковых волн достаточно велика для того, чтобы накопить и реконструировать всю

информацию в виде полного кадра изображения за время 20-40 мс. Другими словами, появляется возможность наблюдать в динамике, например, движение элементов сокращающегося сердца.

Ультразвуковые методы визуализации нашли широкое применение в самых разных диапазонах частот — от подводной локации и биоэхолокации (частоты до 300 КГц) до акустической микроскопии (от 12 МГц до 1 ГГц и выше). Промежуточное положение по частотам (0,8— 15 МГц) занимают ультразвуковая диагностика и терапия, а также неразрушающий контроль в промышленности.

Физические основы ультразвуковой эхолокации

Скорость звука. В хорошем приближении можно считать, что в биотканях (за исключением костной ткани) ультразвуковые волны распространяются так же, как в жидкостях. Поперечные волны не могут проникать в мягкие ткани на большую глубину, а скорость продольных волн приблизительно равна:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho_0}},$$

где ρ_0 — среднее значение плотности и K — адиабатический объемный модуль упругости.

Диапазоны типичных значений скорости звука в различных средах представлены в табл. 1. Заметим, что для мягких тканей средняя скорость, значение которой часто используется при конструировании ультразвуковой аппаратуры, составляет приблизительно 1540 м/с с вариацией $\pm 6\%$. Эти вариации обусловлены, главным образом, флуктуациями упругости среды, а не ее плотности. Флуктуации столь малы, что ими пренебрегают в стандартных методах реконструкции изображений.

Практически, скорость звука c очень слабо зависит от частоты ν (дисперсия скорости составляет менее 1% во всем диапазоне частот, используемых в медицинской диагностике), за исключением костной ткани. Поскольку $c = \nu\lambda$, характерные длины волн (λ) ультразвукового диапазона изменяются от 1,5 мм на частоте 1 МГц до 0,1 мм на частоте 15 МГц. Скорость звука зависит от температуры, причем температурный коэффициент скорости положителен для тканей и органов, не содержащих жир, и отрицателен для жировой ткани.

Из всех мягких тканей лишь в жире скорость звука меньше, чем в воде. Исключение составляет ткань легкого, скорость звука в которой близка к скорости

звука в воздухе и зависит от степени наполнения легких воздухом. В мягких тканях, за исключением жира и легких, наблюдается обратная зависимость между скоростью звука и процентным содержанием воды. Однако скорость звука растет с увеличением содержания структурного протеина (коллагена), что и обуславливает весьма высокую скорость звука для сухожилий и хрящей.

Табл. 1. Скорость распространения ультразвуковых волн в различных средах

Среды	Скорость распространения продольных ультразвуковых волн с, м/с
Неорганические	
Воздух	343
Дистиллированная вода	1483
Морская вода	1510
Органические	
Жировая ткань	1476
Мозг	1541
Кровь	>1570
Мягкие ткани (среднее значение)	1540
Сердце	1568
Почка	1561
Селезенка	1566
Печень	1549
Мышца	1590
Камни печени	1400—2200
Глазной хрусталик	1620
Кость черепа	3660—4080

Затухание. В любой среде ультразвуковая волна будет затухать, поэтому интенсивность I плоской волны, распространяющейся в направлении x , будет спадать по экспоненциальному закону в зависимости от пройденного расстояния:

$$I = I_0 e^{-\alpha x},$$

где I_0 – начальная интенсивность,
 α – коэффициент затухания.

В современных УЗ аппаратах для компенсации снижения амплитуды колебаний из-за затухания используется принцип временной регулировки усиления, при котором усиление эхо-сигналов меняется во времени по закону примерно обратному зависимости затухания от пройденного расстояния.

Табл. 2. Коэффициент затухания ультразвука в биологических средах

Ткань	α , дБ/см	Ткань	α , дБ/см
Сыворотка	0,03	Мышцы	0,7—1,4
Кровь	0,09	Сердечная мышца	2,0
Жировая ткань	0,6	Почка	2,5
Мозг	0,9	Кожа	3,5
Печень	1,0	Кость	более 8,0
Стенки прямой кишки	1,2	Ткань легкого	30,0

Распространяясь в упругих неоднородных средах, ультразвуковые волны претерпевают преломление траектории распространения, а также отражаются от поверхностей раздела двух сред с различным удельным акустическим импедансом, иначе, волновым сопротивлением среды $Z = \rho v$, где ρ – плотность среды.

Рис. 1 схематично иллюстрирует падение ультразвуковой волны на границу раздела сред с различными акустическими импедансами $Z_1=c_1\rho_1$ и $Z_2=c_2\rho_2$. При падении плоской ультразвуковой волны на границу раздела по нормали (перпендикулярно плоскости среды) коэффициент отражения ($K_{отр}$) определяется выражением:

$$K_{отр} = \frac{A_1}{A_0} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}$$

A_1 и A_0 - амплитуды давления отраженной и падающей ультразвуковой волны, соответственно.

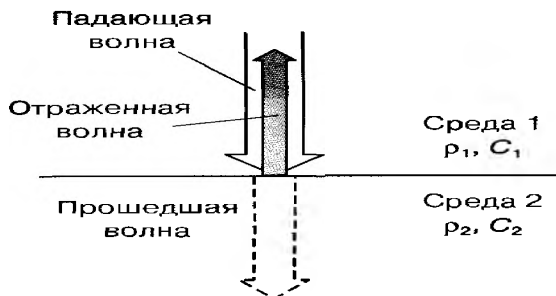


Рис. 1. Падение ультразвуковой волны по нормали на границу раздела сред с различными акустическими параметрами

В табл. 3 представлены абсолютные значения коэффициентов отражения ультразвуковых волн по амплитуде на границах биологических сред. Вследствие вполне конкретной скорости распространения ультразвука в биологических средах (см. табл. 1), время задержки прихода отраженного эхосигнала после излучения зондирующего импульса ультразвуковых колебаний будет пропорционально пройденному расстоянию, то есть удвоенному расстоянию от датчика до границы раздела двух сред. Рис 2 поясняет принцип измерения расстояния между границами органа.

Табл. 3. Значения коэффициентов отражения ультразвуковых волн на границах биологических сред

Граница сред	$K_{отр.} \%$	Граница сред	$K_{отр.} \%$
Кровь - мозг	0,3	Мышца—кость	64,6
Кровь - мышца	1,5	Мозг - кость черепа	66,1
Кровь - почка	2,1	Вода - мягкие ткани	2,9-6,6
Кровь - печень	2,7	Вода - кость черепа	68,4
Кровь - жир	7,9	Вода - мозг	3,2
Печень - камни печени	17,0	Воздух - мягкие ткани	99,955
Мышца - жир	10,0		

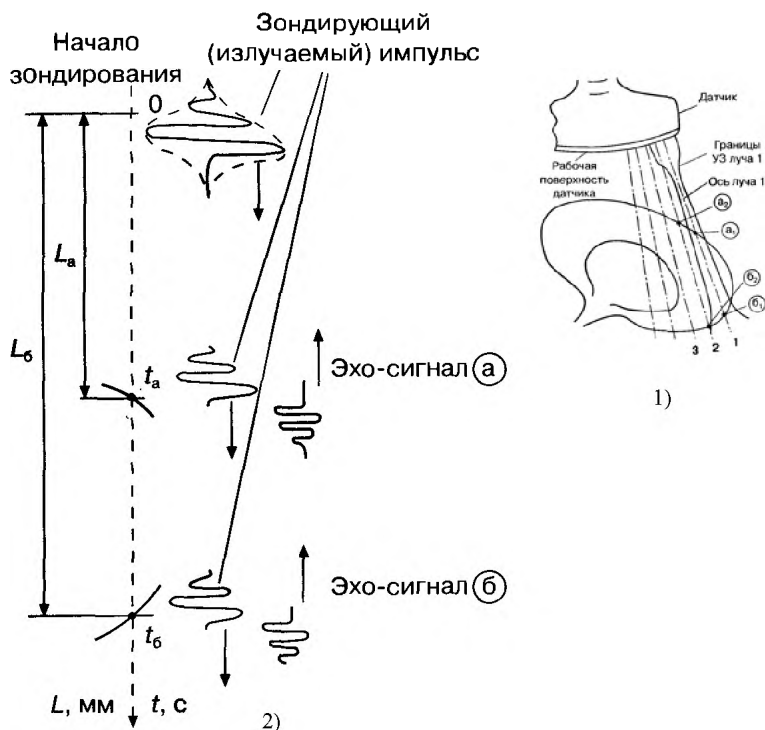


Рис. 2. Определение расстояния до отражающих границ раздела сред передней и задней стенки гипотетического органа [1]

- 1) Взаимное расположение датчика и органа. а и б – передняя и задняя границы органа, соответственно.
- 2) Время прихода эхосигналов $t_a = 2L_a/c$, $t_b = 2L_b/c$.

Техническая реализация метода ультразвуковой локации, режимы визуализации

Типовая блок-схема ультразвукового диагностического аппарата приведена на рис. 3. Можно видеть, что прибор содержит определенный набор узлов, позволяющих обеспечивать генерацию и локацию ультразвуковых волн, управление параметрами излучаемых волн, выделение и обработку полезного сигнала, а также визуализацию и хранение регистрируемой информации.

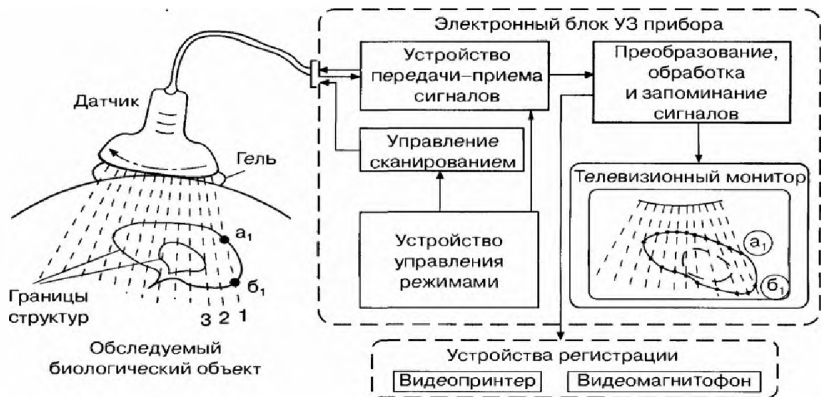


Рис. 3. Типовая блок-схема ультразвукового диагностического аппарата в режиме визуализации внутренних органов [1]

Ключевым элементом аппарата является ультразвуковой датчик, выполняющий две функции – генерацию зондирующего ультразвукового луча и регистрацию отраженного от структур ультразвукового эхосигнала. Принцип работы датчика основан на прямом и обратном пьезоэлектрическом эффекте, проявляющемся в некоторых материалах, например, в пластинках из кварца. Суть пьезоэффекта иллюстрирует рис. 4.

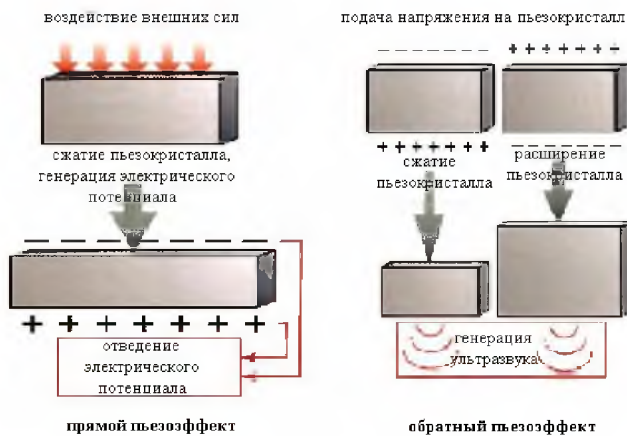


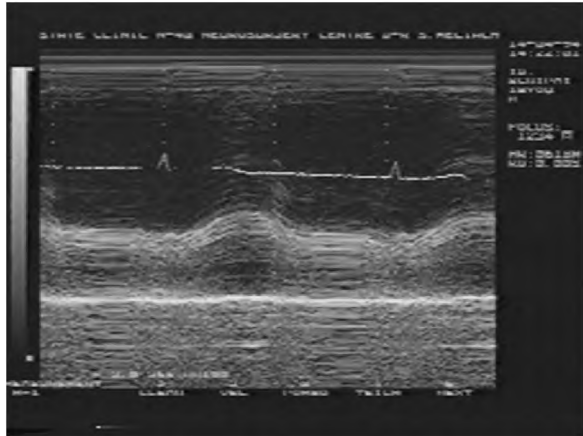
Рис. 4. Схема, поясняющая прямой и обратный пьезоэлектрический эффект [1]

Прямой пьезоэффект связан с возникновением на обкладках кристаллической пластинки разности потенциалов при воздействии на нее внешних сил. Напротив, обратный пьезоэффект обусловлен возникновением механических деформаций кристалла с частотой приложенного к обкладкам пластики электрического тока. Таким образом, если разнести во времени периоды генерации зондирующего импульса (обратный пьезоэффект) и локации отраженного эхосигнала (прямой пьезоэффект), можно реализовать функцию излучателя и приемника на основе одного кристаллического элемента.

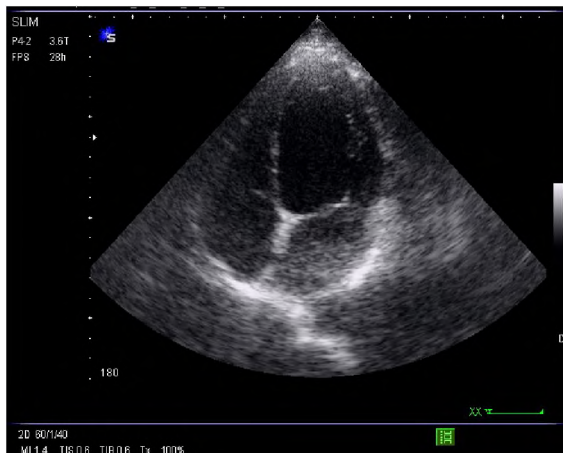
Режимы сканирования и формат представления изображений

Для отображения содержащейся в эхо-сигналах информации обычно применяют различные режимы представления (форматы) данных. Здесь, мы рассмотрим лишь самые распространенные режимы, из которых наиболее простым является *A-режим* визуализации. В этом режиме на экране дисплея отображается *A-эхограмма* - одномерная зависимость амплитуды эхо-сигнала от времени. *A-режим* наиболее часто используют при офтальмологических обследованиях, когда необходимо провести точные измерения длины оптической оси глаза. Кроме того, его применяют для обнаружения локализованных в объеме головного мозга аномалий путем регистрации положения эхо-сигнала, отраженного от срединной структуры мозга. Следует отметить, что в настоящее время для решения этой проблемы практически повсеместно вместо ультразвуковой одномерной локации применяют рентгеновскую компьютерную томографию или радиоизотопное сканирование.

M-режим (известный также и как *ТМ-режим*) применяют с целью наблюдений за временными эволюциями *A-эхограммы*. При этом *A-эхограмма*, содержащая эхо-сигналы из тела пациента, используется для модуляции яркости линии развертки вдоль вертикальной оси. Медленная развертка в горизонтальном направлении позволяет получить ТМ-запись в координатах «время — перемещение». Типичным примером применения *M-режима* является исследование и количественная оценка характеристик движения створок клапанов сердца.



B-режим (или *2D-режим*) наиболее широко используется в медицинской практике. Он позволяет отображать записанную информацию в двумерном виде, соответствующем реальному изображению. Именно поэтому при упоминании ультразвуковой эхо-импульсной визуализации обычно подразумевают *B-режим*. Существуют различные конструкции устройств сканирования для его реализации, однако всех их объединяет одна общая особенность, а именно использование *A-эхограммы* для модуляции яркости луча на дисплее. Начальное положение и направление формируемой строки изображения задаются сигналом положения и направления, снимаемым с преобразователя. Двумерное изображение строится посредством перемещения ультразвукового пучка в *xу*-плоскости.



Контрольные вопросы по теме работы:

- Ультразвук. От чего зависит скорость ультразвука в биотканях?
- Закон затухания ультразвуковых волн. Зависимость затухания от частоты.
- Коэффициент отражения ультразвука на границе раздела сред. Акустический импеданс.
- Пьезоэлектрический эффект (прямой и обратный)
- Режимы сканирования (А-, В- и М-режимы) и формат представления изображений.

Цитируемая литература

1. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Ультразвуковая ангиология. М.: «Реальное Время», 2003, 324 с.

Практические рекомендации по выполнению работы

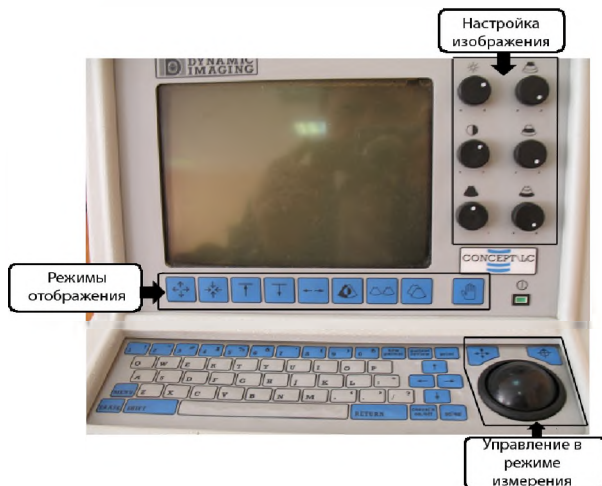
Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедитесь, что аппарат подключен к электросети. Включите аппарат тумблером на задней стенке.



Через 30 сек. аппарат готов к работе.

2. Основные органы управления аппарата изображены на рисунке.



3. Нанесите гель для ультразвуковых обследований на излучающую поверхность датчика.



4. Методом пальпации определите на шее положение сонной артерии. Приложите к этому месту датчик, ориентируя его длинную сторону вдоль шеи.
5. Настройте яркость и контраст изображения регулировками 1 и 2:



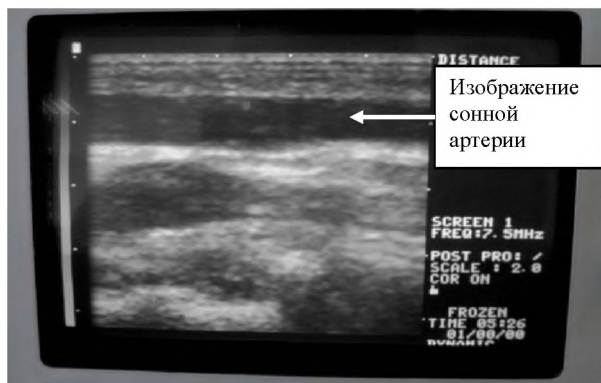
- 1 – яркость;
2 – контрастность;
3-6 – дополнительные настройки яркости и контрастности.

6. Настройте режим и наиболее подходящие параметры отображения:



- 1 – увеличение масштаба изображения;
 2 – уменьшение масштаба изображения;
 3 – смещение вверх;
 4 – смещение вниз;
 5 – масштаб по горизонтали;
 6 – негативное изображение;
 7, 8 – режимы двойного отображения;
 9 – «заморозка» изображения (стоп-кадр).

7. Плавно передвигая и покачивая датчик, добейтесь наиболее четкого отображения сонной артерии. Изображение должно иметь примерно следующий вид:



8. Нажмите кнопку стоп-кадра
9. Для измерения диаметра сонной артерии перейдите в режим измерений (кнопка 1 на нижеприведенном рисунке).

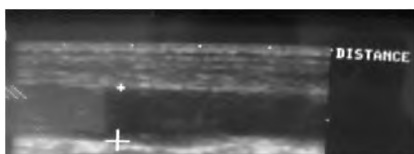


- 1 – кнопка перехода в режим измерения расстояний и выхода из этого режима;
 2 – кнопка фиксации положения маркера;
 3 – трекбол установки положения маркера.

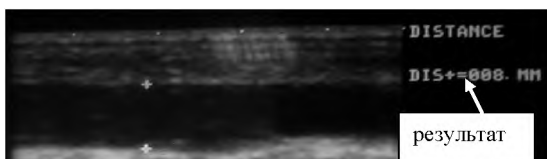
10. Появится маркер в виде перекрестия:



11. Вращая трекбол, установите маркер на верхнюю границу изображения сонной артерии. Нажмите кнопку фиксации положения маркера. На данном месте появится постоянный маркер в виде перекрестия меньшего размера:



12. Установите маркер на нижнюю границу сонной артерии. Нажмите кнопку фиксации положения маркера. На данном месте появится постоянный маркер в виде перекрестия меньшего размера и справа появится результат измерения (расстояние между маркерами):



13. Повторите измерение диаметра сонной артерии еще в двух местах. Рассчитайте и запишите среднее значение.

14. Для перехода обратно в режим визуализации нажмите кнопку



ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЯ

Введение

Движение крови в сосудах обусловлено работой сердца. Ритмические сокращения миокарда образуют ритмическое расширение сосудистой стенки (пульс), которые под действием распространения волн давления от начальной части аорты к артериолам и капиллярам приводят к появлению пульсовых волн. Скорость распространения пульсовой волны не зависит от скорости течения крови, а определяется диаметром сосуда, толщиной его стенки и эластичностью сосуда, а также реологических свойств крови. Например, в аорте она может составлять 4-6 м/сек, а в артериях мышечного типа 8/12 м в сек. Линейная скорость кровотока по артериям обычно не превышает 0,5 м/сек.

С возрастом эластичность сосудов снижается, и это приводит к увеличению скорости распространения пульсовой волны. Кроме того, изменения, как скорости распространения пульсовой волны, так и ее реологических свойств, происходят при развитии ряда патологических процессов. Поэтому в клинической практике широко используются методы, позволяющие количественно оценить параметры кровотока в сосудах различных отделов кровеносной системы. Одним из распространенных методов является плетизмография.

Плетизмография (от греч. *plethysmos* - наполнение, увеличение + *graphō* - писать, изображать) — метод исследования сосудистого тонуса и кровотока в сосудах мелкого калибра, основанный на графической регистрации пульсовых и более медленных колебаний объема какой-либо части тела, связанных с динамикой кровенаполнения сосудов. В силу высокой информативности, малого времени проведения исследования и безопасности для пациента, плетизмография в настоящее время является популярным методом выявления патологий различных органов человеческого организма. Объем тканей в течение короткого периода времени, затрачиваемого на исследование, остаётся постоянной величиной, а объем крови, заполняющий орган, постоянно меняется, динамически повторяя фазы сердечного цикла. Эти изменения объема крови могут быть зарегистрированы с помощью приборов, получивших название *плетизмографов*.

Метод фотоплетизмографии основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани (органа). Исследуемый участок ткани просвечивается

инфракрасным излучением, которое после рассеивания (или отражения, в зависимости от положения источника и приёмника) попадает на фотопреобразователь.

Интенсивность света, отражённого или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в ней крови. В широкой клинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплеотзографии.

Физические основы кровотока (гемодинамики)

При рассмотрении физических закономерностей движения крови по сосудам опираются на основные положения гидродинамики. К основным гемодинамическим показателям относят скорость кровотока и кровяное давление.

Объёмной скоростью кровотока (Q) называют объём жидкости (V), протекающий в единицу времени через поперечное сечение сосуда:

$$Q = V/t \quad (1)$$

Линейная скорость кровотока определяется отношением пути, проходимого частицами крови, ко времени:

$$v = l/t \quad (2)$$

Объёмная и линейная скорости связаны соотношением:

$$Q = v \cdot S, \quad (3)$$

где S – площадь поперечного сечения потока жидкости.

Для сплошного течения несжимаемой жидкости выполняется уравнение неразрывности: через любое сечение струи в единицу времени протекают одинаковые объёмы жидкости.

$$Q = v \cdot S = const \quad (4)$$

Поскольку для кровообращения характерно сплошное течение, то уравнение неразрывности выполняется и в гемодинамике, где принята его следующая формулировка: *в любом сечении сердечно-сосудистой системы объёмная скорость кровотока одинакова.*

Одной из моделей круга кровообращения (как большого, так и малого) является, так называемая, разветвлённая сосудистая трубка (Рис. 1). Каждое её сечение представляет собой поперечный разрез всех кровеносных сосудов одного уровня ветвления. Например, в большом круге кровообращения первое сечение проходит через аорту, второе – через все артерии, на которые разветвляется аорта непосредственно, третье –

через все ветви этих артерий и так далее. В одно сечение попадают все капилляры большого круга кровообращения. Площадь последнего сечения большого круга равна сумме площадей поперечных сечений верхней и нижней полых вен перед правым предсердием.

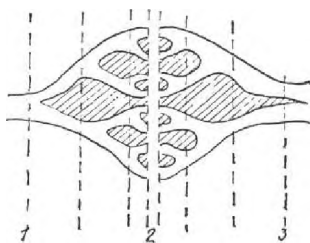


Рис. 1. Схема разветвления сосудов в большом круге кровообращения (модель разветвленной сосудистой трубки) [1]

Цифрами обозначены уровни сечения: 1 — аорта, 2 — капиллярное русло, 3 — полые вены (верхняя и нижняя).

Самое узкое сечение в большом круге кровообращения у аорты. Самое большое сечение сосудистой трубки приходится на уровень кровеносных капилляров, при этом площадь суммарного просвета капилляров в 700-800 раз больше поперечного сечения аорты. С учётом уравнения неразрывности (4) это значит, что линейная скорость кровотока в капиллярной сети в 700-800 раз меньше, чем в аорте, и составляет примерно 1 мм/с. В покое средняя скорость кровотока в аорте лежит в интервале от 0.5 м/с до 1 м/с, а при большой физической нагрузке может достигать 20 м/с. На рис. 2 в графической форме приведены соотношения между суммарным поперечным сечением сосудов разного калибра и линейной скоростью кровотока в них.

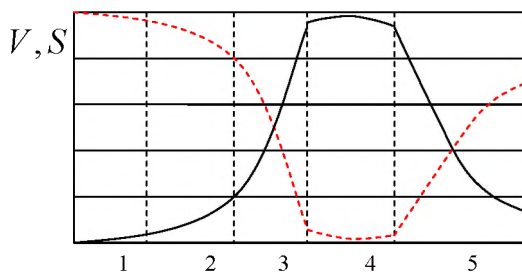


Рис. 2. Соотношение между суммарным поперечным сечением сосудистой системы (S) на разных уровнях (сплошная линия) и линейной скоростью кровотока (V) в соответствующих сосудах (штриховая линия)[1]

1 — аорта; 2 — магистральные артерии; 3 — артериолы; 4 — капилляры; 5 — вены.

В разных точках сечения сосуда кровь движется с различными скоростями. Она максимальна на продольной оси сосуда и постепенно спадает до нуля у стенки (пристеночный слой текущей жидкости неподвижен). Между слоями движущейся по сосуду крови существует градиент скорости. Сила вязкого трения, возникающая при этом, определяется по формуле Ньютона

$$F_{\text{вп}} = \eta \cdot S \cdot (dv/dy), \quad (5)$$

где η – коэффициент вязкости (динамическая вязкость), S – площадь соприкосновения контактирующих слоёв.

У цельной крови коэффициент вязкости, измеренный на вискозиметре, составляет около 5 мПа·с, что в 5 раз больше вязкости воды. При патологических состояниях вязкость крови колеблется от 1.7 мПа·с до 22.9 мПа·с.

Между вязкостями крови и воды обнаружены не только количественные, но и качественные различия. Вязкость воды, как и других однородных жидкостей, не зависит от градиента скорости, подчиняясь уравнению Ньютона. Такие жидкости называются *ньютоновскими*. У крови же вязкость зависит от градиента скорости: при малых его значениях, свойственных более мелким сосудам, коэффициент вязкости оказывается заметно больше (в мелких артериях – 10 мПа·с, в капиллярах – до 800 мПа·с). Таким образом, кровь вместе с другими жидкостями, вязкость которых зависит от градиента скорости, относится к *неньютоновским* жидкостям. Они представляют собой неоднородные жидкие среды, как правило, суспензии. В крови зависимость динамической вязкости от градиента скорости связана с наличием форменных элементов (прежде всего, эритроцитов). Вязкость крови неодинакова в широких и узких сосудах, причём влияние диаметра кровеносного сосуда на вязкость начинает сказываться при просвете менее 1 мм.

От вязкости крови зависит характер её течения по сосудам: течение может быть ламинарным или турбулентным. Если слои жидкости движутся параллельно друг другу, не перемешиваясь между собой, то такое течение называют *ламинарным*. В случае движения жидкости, сопровождающегося перемешиванием слоёв, обусловленным образованием в ней вихрей, говорят о *турбулентном* (вихревом) течении. Переход от одного вида течения к другому определяется безразмерной величиной, называемой *числом Рейнольдса*:

$$Re = \rho \langle v \rangle d / \eta = \langle v \rangle d / \nu, \quad (6)$$

где ρ – плотность жидкости, $\langle v \rangle$ – средняя по сечению сосуда скорость жидкости, d – диаметр сосуда, $\nu = \eta / \rho$ – кинематическая вязкость.

Существует критическое значение числа Рейнольдса ($Re_{кр}$), которое служит граничным параметром перехода ламинарного течения в турбулентное. Если фактическое значение $Re < Re_{кр}$, то жидкости свойственно ламинарное течение, а при значениях $Re > Re_{кр}$ в потоке возникают вихри, движение приобретает турбулентный характер. Для однородных жидкостей $Re_{кр} = 2300$, для крови $Re_{кр} = 970 \pm 80$, но уже при $Re > 400$ возникают локальные завихрения в разветвлениях артерий и в области их крутых изгибов.

Вязкость крови оказывает существенное влияние и на второй основной гемодинамический показатель – кровяное давление. Это сила, с которой движущаяся кровь воздействует (давит) на единицу площади стенки кровеносного сосуда. Для анализа факторов, определяющих кровяное давление, рассмотрим *формулу Пуазейля*, позволяющую определить объёмную скорость кровотока:

$$Q = \pi r^4 \Delta p / 8 \eta l, \quad (7)$$

где Q – объёмная скорость кровотока, r – радиус сосуда, Δp – разность давлений на концах сосуда, η – вязкость крови.

Из формулы Пуазейля видно, что при заданных внешних условиях (Δp) через сосуд протекает тем больше крови, чем меньше её вязкость и чем больше радиус сосуда.

Формуле Пуазейля можно придать и такой вид:

$$Q = \Delta p / R_s, \quad (8)$$

В этом случае формула Пуазейля обнаруживает сходство с законом Ома для однородного участка электрической цепи

$$I = \Delta U / R. \quad (9)$$

Тогда R_s аналогично электрическому сопротивлению R . Действительно, величина $R_s = 8 \eta l / \pi r^4$ отображает сопротивление сосудистого русла кровотоку, включая все факторы, от которых оно зависит. Поэтому R_s называют *гемодинамическим сопротивлением* (или общим периферическим сопротивлением сосудов).

Аналогия, существующая между законом Ома и формулой Пуазейля, позволяет моделировать кровообращение при помощи электрических цепей. В электротехнике хорошо разработаны методы расчёта и экспериментального исследования сложных (разветвлённых) электрических цепей. Применяя эти методы к изучению кровообращения на его электрических моделях, приходят к важным теоретическим и практическим выводам о закономерностях гемодинамики. В частности, эта аналогия позволяет в некоторых случаях использовать правило нахождения электрического сопротивления последовательного и параллельного соединений проводников для определения гемодинамического сопротивления системы последовательно и параллельно соединённых сосудов. Так, например, гемодинамическое сопротивление 3-х сосудов, соединённых последовательно и параллельно, вычисляется по формулам:

$$R_z = R_{z1} + R_{z2} + R_{z3}, \quad (10)$$

$$R_z = (1/R_{z1} + 1/R_{z2} + 1/R_{z3})^{-1} \quad (11)$$

Значения гемодинамического сопротивления для различных участков сосудистого русла графически представлены на рис. 3. Из анализа модели разветвлённой сосудистой трубки следует, что вклад крупных артерий в R_z незначителен, хотя общая длина всех артерий большого диаметра сравнительно велика.

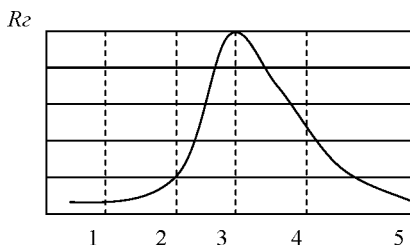


Рис. 3. Гемодинамическое сопротивление (R_z) разных отделов кровеносного русла
 1 — аорта; 2 — магистральные артерии; 3 — артериолы; 4 — капилляры; 5 — вены. [1]

По мере удаления от желудочков сердца, число артерий, включённых параллельно кровотоку, возрастает. Казалось бы, что при этом R_z данного звена артериального русла должно быть меньше, чем для крупных артерий. Более того, по

мере удаления от сердца после каждого разветвления артерии становятся всё короче. Однако по мере ветвления артерий уменьшается их просвет и, поскольку R , зависит от радиуса сосуда в четвертой степени (см. уравнение 8), гемодинамическое сопротивление становится тем больше, чем дальше от сердца расположено данное артериальное звено.

Особенно резкое увеличение R , наблюдается на уровне артериол. Переход от них к капиллярам характеризуется значительным увеличением количества параллельно включённых сосудов, в то время как радиусы прекапилляра (сосуда, принадлежащего последнему звену артериол) и капилляра примерно одинаковы. Поэтому общее R , капиллярной сети примерно в 4 раза меньше, чем артериол. В венозном русле гемодинамическое сопротивление меньше, чем в капиллярном.

Указанные особенности R , в различных звеньях кровеносного русла определяют и распределение кровяного давления в сердечно-сосудистой системе (рис. 4). В крупных и средних артериях кровяное давление неодинаково в систолу и диастолу. Принято различать систолическое (максимальное) и диастолическое (минимальное) кровяное давление, а также пульсовое давление крови, равное их разности.

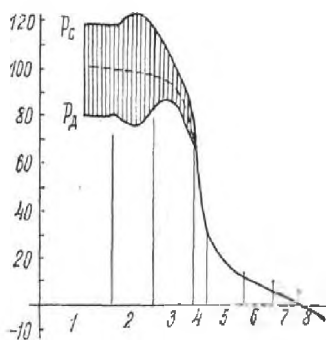


Рис. 4. Распределение давления крови в разных сосудах большого круга кровообращения [1]

По оси абсцисс: 1 — аорта; 2 — крупные артерии; 3 — мелкие артерии; 4 — артериолы; 5 — капилляры; 6 — венулы; 7 — вены; 8 — полые вены.

По оси ординат: давление крови в мм.рт.ст. P_C и P_D — систолическое и диастолическое давление, соответственно.

Принято различать 4 типа кровеносных сосудов: артерии эластического типа, артерии мышечного типа, капилляры, вены. Их функциональное предназначение в системе кровообращения неодинаково. Артерии эластического типа (или амортизирующие кровеносные сосуды) поддерживают кровоток во время диастолы

сердца и тем самым обеспечивают непрерывность движения крови в сосудистой системе. Артерии мышечного типа (или резистивные кровеносные сосуды) создают переменное сопротивление кровотоку, и, следовательно, регулируют уровень кровяного давления в системе кровообращения, а также объёмную скорость кровотока в каждом из органов. В капиллярах (обменных кровеносных сосудах) осуществляется обмен веществ между кровью и тканями. Вены являются ёмкостными кровеносными сосудами. Благодаря выраженной эластичности они могут сильно деформироваться (растягиваться) и вмещать большое количество крови без значительного увеличения напряжения в сосудистой стенке.

Возникновение и распространение пульсовой волны по стенкам сосудов обусловлено упругостью аортальной стенки. Дело в том, что во время систолы левого желудочка сила, возникающая при растяжении аорты кровью, направлена не строго перпендикулярно к оси сосуда и может быть разложена на тангенциальную и нормальную составляющие. Непрерывность кровотока обеспечивается первой из них, тогда как вторая является источником артериального импульса, под которым понимают упругие колебания артериальной стенки.

Пульсовая волна распространяется от места своего возникновения до капилляров, где затухает. Скорость её распространения можно рассчитать по формуле:

$$v_n = \sqrt{\frac{E \cdot b}{2\rho \cdot r}}, \quad (12)$$

где E – модуль Юнга сосудистой стенки, b – её толщина, r – радиус сосуда, ρ – плотность тканей сосудистой стенки.

Из этой формулы следует, что при поддержании ρ , b , r неизменными v_n однозначно определяется модулем Юнга. Следовательно, скорость пульсовой волны можно принять в качестве количественного показателя упругих свойств артерий эластического типа – тех свойств, благодаря которым они выполняют свою основную функцию. Скорость пульсовой волны в аорте составляет 4 - 6 м/с, а в лучевой артерии 8 – 12 м/с. При склеротических изменениях артерий повышается их жёсткость, что проявляется в нарастании скорости пульсовой волны.

Техническая реализация метода фотоплетизмографии, параметры регистрируемого сигнала

Метод фотоплетизмографии основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани (органа). Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным излучением, которое после рассеивания (или отражения, в зависимости от положения источника и приёмника) попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отражённого или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в ней крови.

В широкой клинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии. При выполнении пальцевой фотоплетизмографии исследуемым органом является концевая фаланга кисти или стопы. Использование концевой фаланги пальца не только удобно для врача и пациента, но и представляет наибольшее количество информации за счёт того, что в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального и венозного кровообращения. Кроме того, в дистальной фаланге небольшое количество мышечной ткани, активно поглощающей инфракрасное излучение.

На рис. 5 схематично представлена форма пульсовой волны, которая состоит из двух основных компонентов. Первый пик пульсовой волны, соответствующий анакротическому (анакрота – восходящий участок пульсовой волны) периоду пульсовой волны, образуется в период систолы. Амплитудное значение анакротической фазы носит также название амплитуды пульсовой волны и качественно соответствует ударному объёму крови при сердечном выбросе. Нисходящий участок пульсовой волны называется катакротой. На нисходящем участке есть волна, называемая дикротической, обусловленная захлопыванием полулунных клапанов между левым желудочком сердца и аортой.

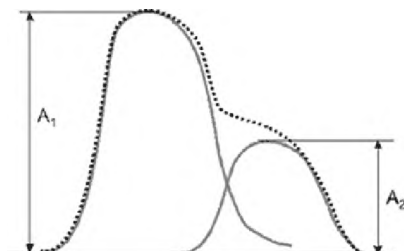


Рис. 5. Схематическое изображение пульсовой волны [2]

По оси абсцисс – время, по оси ординат – амплитуда сигнала.

A_1 соответствует анакротическому периоду, A_2 – дикротическому периоду.

Второй пик пульсовой волны, соответствующий диастолическому периоду пульсовой волны (A_2), образуется за счёт отражения объёма крови от аорты и крупных магистральных сосудов и частично соответствует диастолическому периоду сердечного цикла. Диастолическая фаза несет информацию о тоне сосудов. Вершина пульсовой волны соответствует наибольшему объёму крови, а её противоположная часть – наименьшему объёму крови в исследуемом участке ткани. Характер пульсовой волны зависит от эластичности сосудистой стенки, частоты пульса, объёма исследуемого участка ткани, ширины просвета сосудов. Считается, что частота и продолжительность пульсовой волны зависят от особенностей работы сердца, а величина и форма её пиков – от состояния сосудистой стенки.

Естественные колебания кровенаполнения отражаются на плетизмограмме тремя порядками волн (рис. 6), которые регистрируются на фотоплетизмограмме.

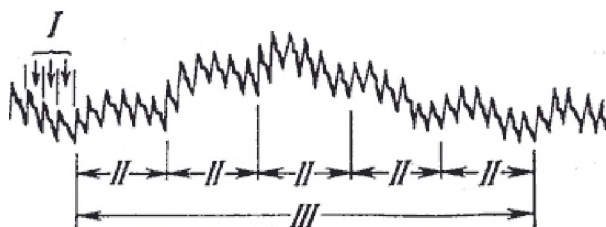


Рис. 6. Пример непрерывной регистрации фотоплетизмограммы [2]

Римские цифры обозначают соответствующий порядок волн (пояснения в тексте).

Основными являются волны первого порядка (I) или объемный пульс, они соответствуют динамике кровенаполнения за каждый сердечный цикл (см. рис. 5). Амплитуда объемного пульса, т.е. высота от основания волны до ее вершины, выраженная в единицах объема, характеризует максимальный прирост кровенаполнения артерий за период прироста давления крови в них на величину пульсового давления. Волны второго порядка (II) имеют период дыхательных волн, в норме их амплитуда меньше амплитуды объемного пульса. Волнами третьего порядка (III) называют все регистрируемые колебания с периодом, большим, чем период дыхательных волн; они иногда относительно ритмичны и расцениваются как отражение периодичной активности сосудодвигательного центра (волны Траубе — Геринга). При правильной психологической подготовке обследуемого и соблюдении ряда технических условий удается получить, так называемые, нулевые

плетизмограммы, представленные только объемным пульсом и минимально выраженными волнами второго порядка.

Использование метода фотоплетизмографии в медицинской практике

Фотоплетизмография используется, прежде всего, при диагностике сосудистых заболеваний для оценки состояния и степени нарушений регионарного кровотока, тонуса артерий и вен, а также для контроля эффективности лечения. Особенно ценную информацию дают симметричные исследования пораженных и непораженных сосудов у одного и того же больного. Кроме того, метод является удобным для определения сосудистых реакций на различные раздражители (прием лекарственного препарата, холод, тепло и т. д.). Для этого применяют пробы с физической нагрузкой или поднятием рук вверх, тепловую пробу, пробу с пассивной гиперемией, фармакологические пробы. Регистрируют динамику плетизмографических показателей в процессе этих проб и оценивают степень восстановления кровотока и растяжимости артерий.

Исследование сосудистых рефлексов с помощью фотоплетизмографии позволяет выявить подвижность механизмов, регулирующих распределение крови, что имеет существенное значение при выявлении локальных капиллярных нарушений и сосудистых заболеваний на уровне всего организма.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Объемная и линейная скорость кровотока и связь между ними.
- Уравнение неразрывности струи.
- Формула Ньютона.
- Коэффициент вязкости крови.
- Ньютоновские и неньютоновские жидкости.
- Число Рейнольдса.
- Формула Пуазейля.
- Гемодинамическое сопротивление.
- Распределение давления в разных сосудах большого круга кровообращения.
- На чем основан метод фотоплетизмографии?

Цитируемая литература

1. Самойлов В.О. Медицинская биофизика Санкт – Петербург, СпецЛит. 2004
2. Малиновский Е.Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии. <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>

Практические рекомендации по выполнению работы

Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедитесь, что аппаратная часть включена в электрическую сеть.
2. Запустите программу *pulse.exe* (ярлык для запуска находится на Рабочем столе компьютера). Основные органы управления и индикации программы изображены на рис. 7.
3. Наденьте пульсометрический фотодатчик на один из пальцев левой руки. Примите спокойное положение, рука должна спокойно лежать на столе и не должна быть напряжена. Выждите в таком положении примерно минуту.
4. Нажмите кнопку «*Пуск*» (6, рис.7). Название кнопки изменится на «*Стоп*».
5. Начнется индикация регистрируемых данных. При необходимости подстройте масштаб вывода данных (регулировка 14 рис.7).
6. Дождитесь стабильных показаний – ЧСС не должна меняться более чем на 1-2 уд/мин, график фотоплетизмограммы должен иметь постоянный вид (небольшие вариации формы допустимы). Нажмите кнопку «*Стоп*» (6, рис.7).
7. Запишите числовые значения – ЧСС, PERF и SAT. Введите в соответствующие поля № вашей группы и фамилию. Нажмите кнопку «*Запомнить график*» (9, рис. 7) для сохранения графической информации в файл. Данные будут сохранены в папке с вашей фамилией в виде файла Pulse_ДАТА_ВРЕМЯ.bmp, где ДАТА – текущая дата в формате ДД.ММ.ГГГГ (т.е., день, месяц и год), а ВРЕМЯ – текущее время в формате ЧЧ-ММ-СС (час, минуты, секунды).

Внимание! Сохраненные графические данные (фотоплетизмограмма) будут использованы вами для определения соответствующих параметров.

8. Сидя спокойно с датчиком на левой руке, поднимите правую руку вверх, дождитесь стационарного состояния кривой пульсовой волны. Повторите последовательность операций согласно пунктам 4 – 7 настоящей инструкции

9. Если все необходимые исследования завершены – закройте программу (кнопка 10 рис. 7) и снимите датчик с пальца.
10. Произведите обработку полученных данных, используя рекомендации обработки сигнала, изложенные ниже.



Рис. 7. Рабочее окно программы «pulse.exe»

- 1 – график пульсовой волны красного канала;
- 2 – график пульсовой волны инфракрасного канала;
- 3 – фотоплетизмограмма (по данным красного и инфракрасного каналов);
- 4 – график служебной информации;
- 5 – управление звуковым сигналом;
- 6 – кнопка запуска/остановки;
- 7, 8 – персональные данные (№ группы и фамилия);
- 9 – кнопка для сохранения графиков в файл;
- 10 – кнопка выхода из программы;

- 11 – измеренная частота сердечных сокращений (ЧСС, уд./мин.);
 12 – измеренная величина сатурации кислородом SAT;
 13 – измеренная величина перфузии PERF (отношение амплитуды пульсовой волны к ее среднему значению, в %);
 14 – изменение масштаба по вертикали графиков сигнала красного и инфракрасного каналов.

Обработка фотоплетизмограммы*

На рис. 8 показан пример регистрации пульсовой волны с указанием контрольных точек на кривой. Точка **B1** соответствует началу периода изгнания (систолического периода), точка **B2** соответствует моменту максимального расширения сосуда в фазу форсированного изгнания, точка **B3** соответствует протодиастолическому периоду, точка **B4** соответствует началу диастолы, точка **B5** соответствует наступлению конца диастолы и указывает на завершение сердечного цикла.

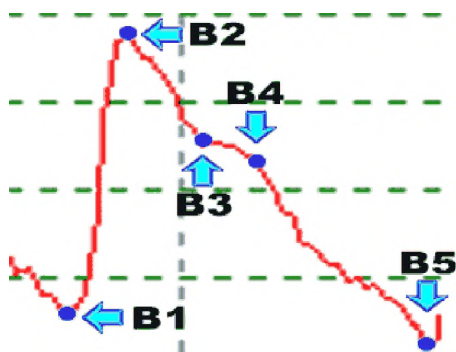


Рис. 8. Контрольные точки на кривой объёмного пульса (пояснения в тексте)

По оси абсцисс – время, по оси ординат – амплитуда.

Пользуясь маркировкой точек на кривой пульсовой волны, вычислите следующие параметры:

Амплитуда пульсовой волны или анакротической фазы (АПВ), определяется по вертикальной оси как: $АПВ = B2 - B1$.

Амплитуда дикротической волны (АДВ), определяется по вертикальной оси как: $АДВ = В4-В5$.

Индекс дикротической волны (ИДВ), определяется в процентах как: $ИДВ = ((В3-В5)/(В2 - В1)) \cdot 100$

Длительность анакротической фазы пульсовой волны (ДАФ), определяется в секундах по горизонтальной оси как: $ДАФ = В3-В1$

Длительность дикротической фазы пульсовой волны (ДДФ), определяется в секундах по горизонтальной оси как: $ДДФ = В5-В3$.

Длительность пульсовой волны (ДПВ), определяется в секундах по горизонтальной оси как: $ДПВ = В5-В1$.

Длительность систолической фазы сердечного цикла (ДС), определяется в секундах по горизонтальной оси как: $ДС = В4-В1$.

Длительность диастолической фазы сердечного цикла (ДД), определяется в секундах по горизонтальной оси как: $ДД = В5-В4$.

Частота сердечных сокращений (ЧСС), определяется в ударах в минуту как: $ЧСС = 60/ДПВ$.

** Обработка фотоплетизмограммы производится с помощью специализированного графического редактора «Анализ графиков», описание которого приведено в разделе География.*

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ

Введение

Функционирование возбудимых тканей, в частности, сердечной мышцы, сопряжено с электрическими явлениями в них. События, происходящие при возбуждении клеток, основаны на селективном изменении проводимости мембран клеток для ионов. Как следствие, возникают электрические токи, направленные перпендикулярно плоскости мембраны (формирование потенциала действия), и продольные токи, обеспечивающие проведение возбуждения от одного кардиомиоцита к другому. Возбуждение клеток проводящей системы сердца характеризуется распространением волны возбуждения по сердечной стенке, то есть последовательной деполяризацией и реполяризацией мембран клеток.

Сердце - это насос, состоящий из элементов конструкции (например, камер, разделенных клапанами и перегородками) и сердечной мышцы (миокард), обеспечивающей процесс изгнания крови. Сердце есть биологическая машина, в которой взаимодействие всех элементов конструкции и миокарда чрезвычайно тонко настроено. Для нормального функционирования необходимо, чтобы отделы сердца сокращались в строго определенном порядке. Синхронизация работы различных камер осуществляется с помощью электрических сигналов.

При возбуждении и реполяризации клеток сердца возникает электрическое поле, которое можно регистрировать с поверхности тела. При этом между различными точками тела создается разность потенциалов, изменяющаяся в соответствии с колебаниями величины и направления электрического поля сердца. Собственно, кривая изменений этой разницы потенциала во времени называется *электрокардиограммой*.

Сердце - уникальный орган, в его деятельности отражается состояние организма в целом, а электрокардиография является наиболее быстрым, дешевым и безопасным методом его исследования. Поэтому, несмотря на появление большого числа других, в том числе, более информативных методов исследования сердечно-сосудистой системы, метод электрокардиографии остается наиболее широко используемым в практической медицине.

Физические основы теории Эйнтховена

Электрический диполь

Заряд создает в пространстве электрическое поле. Характеристики поля:

напряженность и потенциал. Потенциал поля, создаваемого зарядом $\varphi = \kappa \frac{q}{r}$, где q – величина заряда, r – расстояние от заряда до точки в которой определяется значение φ .

Если поле создано N точечными зарядами, то электрический потенциал в точке можно вычислить как алгебраическую сумму потенциалов от каждого заряда: $\varphi = \sum_{i=1}^N \varphi_i$

Электрический диполь это система, состоящая из двух точечных, равных по величине, но противоположных по знаку зарядов, находящихся на расстоянии L друг от друга (рис. 1).

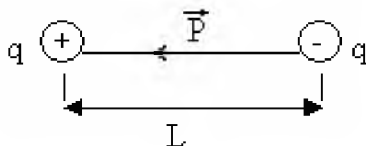


Рис. 1. Изображение диполя в виде схемы

Расстояние $L \ll r$, где r - расстояние от диполя до точки, в которой определяют напряжённость или потенциал поля, создаваемый диполем. Диполь является источником электрического поля и характеризуется электрическим (или *дипольным*) моментом \vec{P} .

\vec{P} - это векторная физическая величина, численно равная произведению модуля заряда q на расстояние L между зарядами, и направленная от отрицательного заряда к положительному заряду.

$$P = qL$$

Чтобы определить потенциал поля диполя в точке нам потребуется рассмотреть схему, представленную на рис. 2.

Заряд q_+ , расположен на расстоянии r_1 , заряд q_- на расстоянии r от точки А. L – расстояние между зарядами.

Так как $\varphi = \sum_{i=1}^N \varphi_i$, где $N=2$, получим формулу $\varphi = \varphi_1 + \varphi_2$.

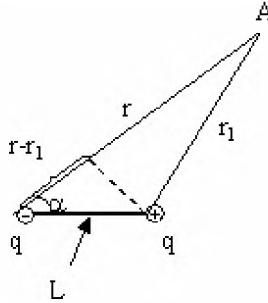


Рис. 2. Схема, поясняющая вычисление потенциала поля в точке, находящейся на расстоянии от диполя

Согласно схеме на рис. 2 $\varphi_A = \varphi_- + \varphi_+$, тогда потенциал в точке А, удалённой от оси диполя на расстояния r и r_1 , можно выразить как:

$$\varphi_A = \frac{kq_-}{r} + \frac{kq_+}{r_1} = \frac{kq}{\varepsilon} \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r} \right) = \frac{kq}{\varepsilon} \cdot \frac{r - r_1}{rr_1}$$

Если мы учтём, что $L \ll r$ и $L \ll r_1$, то можно считать, что r приблизительно равно r_1 , то есть $r \approx r_1$, тогда $rr_1 \approx r^2$, а $r - r_1 \approx L \cdot \cos \alpha$. (косинус острого угла равен отношению прилежащего катета к гипотенузе — $\cos \alpha = \frac{r - r_1}{L}$, откуда $r - r_1 \approx L \cdot \cos \alpha$).

Тогда потенциал в точке А равен:

$$\varphi_A = \frac{kqL \cos \alpha}{\varepsilon r^2} = \frac{kP \cos \alpha}{\varepsilon r^2}$$

(1)

где k - константа, она равна:

$$k = \frac{1}{4\pi\varepsilon_0} = 9 \cdot 10^9 \frac{H \cdot M^2}{Kl^2}$$

Теперь найдём разность потенциалов в точках **A** и **B**, равноотстоящих от диполя. Пусть диполь находится в точке **O**, и расстояние между его зарядами мало (рис. 3). Дипольный момент \vec{P} на рисунке показан стрелкой.

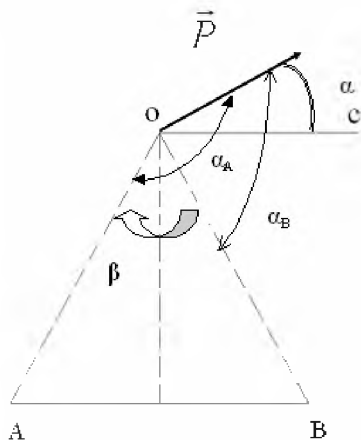


Рис. 3. Схема, поясняющая вычисление разности потенциалов в поле диполя

По формуле (1) потенциал в точке **A** равен $\varphi_A = \frac{kP \cos \alpha_A}{\epsilon r^2}$,

а потенциал в точке **B** – соответственно равен $\varphi_B = \frac{kP \cos \alpha_B}{\epsilon r^2}$.

Тогда разность потенциалов $\Delta\varphi$ будет равна:

$$\Delta\varphi = \varphi_B - \varphi_A = \frac{kP}{\epsilon r^2} \cdot (\cos \alpha_B - \cos \alpha_A) \quad (2)$$

Линия **OC** параллельна **AB** ($OC \parallel AB$), поэтому из чертежа получим:

$$\alpha_A = \alpha + \frac{\beta}{2} + \frac{\pi}{2};$$

$$\alpha_B = \alpha - \frac{\beta}{2} + \frac{\pi}{2}.$$

Откуда разность косинусов будет вычислена по формуле:

$$\begin{aligned} \cos\alpha_B - \cos\alpha_A &= \left(-2\sin\frac{\alpha_B + \alpha_A}{2} \cdot \sin\frac{\alpha_B - \alpha_A}{2} \right) = \left(-2\sin\frac{2\alpha + \pi}{2} \cdot \sin\frac{-\beta}{2} \right) = \\ &= -2\sin\left(\alpha + \frac{\pi}{2}\right) \cdot \sin\left(-\frac{\beta}{2}\right) = 2\cos\alpha \cdot \sin\frac{\beta}{2} \\ \cos\alpha_B - \cos\alpha_A &= 2\cos\alpha \cdot \sin\frac{\beta}{2} \end{aligned} \quad (2.1)$$

Окончательно запишем разность потенциалов (подставляя полученное выражение для разности косинусов (2.1) в формулу 2)

$$\varphi_B - \varphi_A = \frac{kP}{\epsilon r^2} \cdot 2\cos\alpha \cdot \sin\frac{\beta}{2} = 2\frac{k\sin\frac{\beta}{2}}{\epsilon r^2} \cdot P \cdot \cos\alpha \quad (3)$$

Таким образом, полученная разность потенциалов двух точек поля диполя зависит от синуса половины угла, под которым видны эти точки от оси диполя, и от проекции электрического момента диполя $P\cos\alpha$ на прямую, соединяющую эти точки (при этом надо знать диэлектрическую проницаемость среды ϵ).

Мы рассматривали диполь в вершине равнобедренного треугольника. Если же поместить диполь в центр равностороннего треугольника (рис. 4), то углы, под которыми будет виден диполь, равны, то есть:

$$\beta_{AC} = \beta_{BC} = \beta_{AB}$$

Тогда отношения напряжений (или разности потенциалов - U) между вершинами треугольника будут равны отношениям проекций вектора \vec{P} на соответствующие стороны:

$$U_{AB}:U_{BC}:U_{AC} = P_{AB}:P_{BC}:P_{AC} \quad (4)$$

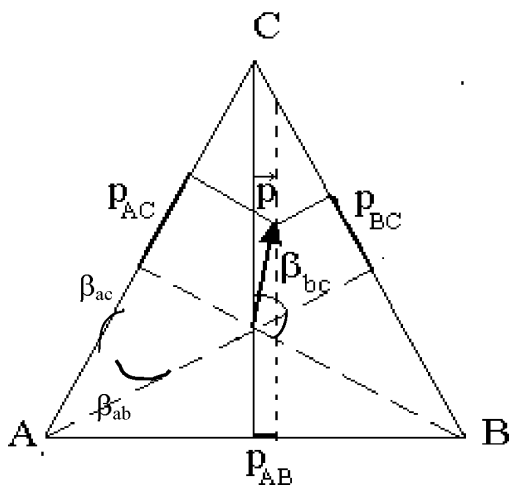


Рис. 4. Проекция дипольного момента на стороны треугольника

Итак, исследуя изменения разности потенциалов на поверхности человеческого тела, можно судить о биопотенциалах сердца. Эта идея положена в основу **теории Эйнтховена**. Согласно этой теории, сердце рассматривается как:

1. Диполь, с дипольным моментом \vec{P} , называемым интегральным электрическим вектором сердца (ИЭВС). \vec{P} — суммарный дипольный момент, который складывается из элементарных диполей разных частей сердца.
2. ИЭВС находится в однородной, изотропной проводящей среде, которой являются окружающие сердце ткани организма.
3. \vec{P} меняется по величине и направлению. Его начало неподвижно и находится в атриовентрикулярном узле, а конец описывает сложную пространственную кривую, проекция которой на фронтальную плоскость образует за цикл сердечной деятельности (в норме) три петли: P, QRS и T.

Диполь образует в окружающей его среде электрическое поле, чьи линии напряженности достигают поверхности тела, на которой можно обнаружить точки различного потенциала и построить по ним эквипотенциальные поверхности (Рис. 5).

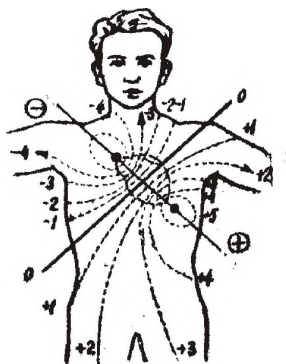


Рис. 5. Схематичное представление линий напряженности поля диполя сердца [1]

Вектор момента диполя, рассматриваемый также как вектор электродвижущей силы (ЭДС) сердца, направлен вдоль линии, которая называется электрической осью сердца и довольно близко совпадает с его анатомической осью. Начало вектора (отрицательный полюс диполя) находится на этой оси в точке, называемой электрическим центром сердца, который совпадает с синатриальным (синусовым) узлом в межпредсердной перегородке.

На этом положении и основывается предложенный Эйнтховеном метод регистрации биопотенциалов сердца с помощью электродов, наложенных на поверхность тела в трех точках. Эти точки являются вершинами треугольника, построенного в плоскости расположения вектора ЭДС сердца и с центром треугольника в начале данного вектора. Приблизительно за эту плоскость принимается фронтальная плоскость грудной клетки, а точки относятся несколько в стороны. Таким образом, в действительности электроды располагаются на предплечье левой руки, предплечье правой руки и на голени левой ноги.

Разность потенциалов, регистрируемая между двумя точками, называется отведением. Общеприняты три стандартных отведения:

- I отведение – предплечье левой и правой руки;
- II отведение – предплечье правой руки и голень левой ноги;
- III – отведение - голень левой ноги и предплечье левой руки.

Электрокардиограмму можно рассматривать как график, отражающий изменение во времени (за цикл работы сердца) проекции вектора мгновенных значений ЭДС

сердца или дипольного момента сердца на линию соответствующего отведения. Изменение величины и направления векторов мгновенных значений ЭДС сердца за цикл его работы обусловлено последовательным распространением возбуждения по сердечной стенке.

Рассмотрим образование зубца, соответствующего фазе возбуждения (деполяризации) желудочков. Последовательность распространения возбуждения сердца схематично показана на рис. 6.

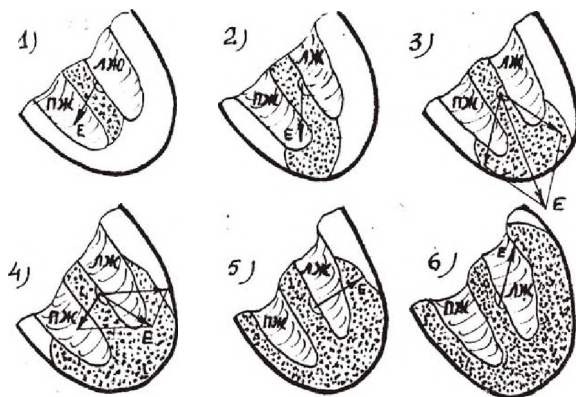


Рис. 6. Распространение волны возбуждения по желудочкам сердца [1]

ПЖ и ЛЖ – правый и левый желудочки, соответственно.

E – суммарный вектор ЭДС.

Волна возбуждения возникает в синатриальном узле межпредсердной перегородки и распространяется вдоль межжелудочковой перегородки от основания к верхушке сердца (рис. 6 - 1). Затем возбуждение переходит на стенки желудочков (правого несколько раньше, чем левого) и распространяется по направлению от эндокарда (внутренней поверхности сердца) к эпикарду (внешней поверхности сердца, рис. 6 - 2-6). На этом же рисунке стрелками показан принцип возникновения и направление суммарного вектора ЭДС сердца в зависимости от последовательности возбуждения миокарда.

На рис. 7А схематично показано образование петли QRS, которую описывают концы векторов, соответствующие отдельным моментам распространения волны возбуждения по желудочкам сердца. Линия проекции соответствует первому отведению.

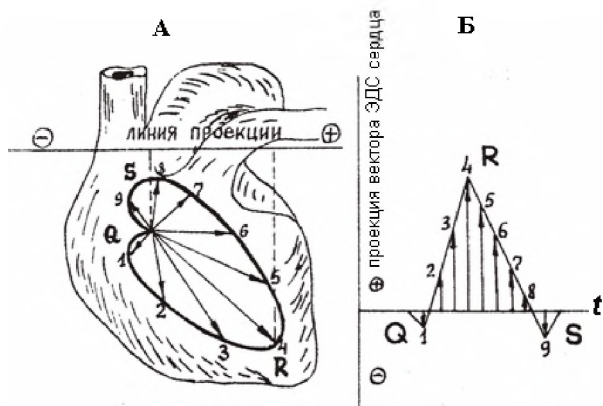


Рис. 7. Схема, поясняющая образование QRS комплекса при распространении волны возбуждения по желудочкам сердца (пояснения в тексте) [1]

Если мы построим график (рис 7Б), на котором через одинаковые промежутки времени на горизонтальной оси отложим отрезки, равные по величине проекциям векторов ЭДС сердца на линию отведения с сохранением их направления (знака) и соединим концы отрезков, то получим комплекс QRS. Данный комплекс можно зарегистрировать и в двух других отведениях (втором и третьем). Это хорошо иллюстрирует рис. 8.

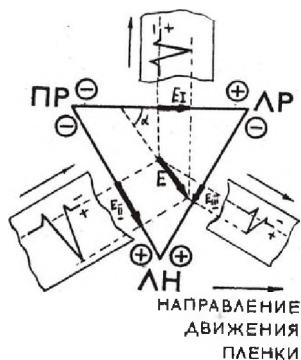


Рис. 8. Схема, поясняющая принцип регистрации электрической активности сердца в трех стандартных отведениях [1].

ПР, ЛР, и ЛН – место расположение электродов на правой руке, левой руке и левой ноге, соответственно.

За полный цикл работы сердца, включающий в себя возбуждение предсердий, деполяризацию желудочков и реполяризацию желудочков, мгновенные значения векторов ЭДС сердца изменяются как по величине, так и по направлению таким образом, что при неизменной точке начала векторов, концы их описывают последовательно три петли определенной конфигурации. Соответственно, этим трем петлям в ЭКГ в любом отведении (в норме) имеются три зубца *P*, *QRS*, *T* (рис. 9).

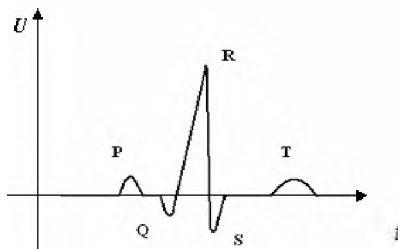


Рис. 9. Типичной пример электрокардиограммы сердца (ЭКГ) [1]

Зубец *P* соответствует деполяризации обоих предсердий, комплекс *QRS* отражает деполяризацию желудочков, а зубец *T* совпадает по времени с реполяризацией желудочков.

Конфигурация ЭКГ будет зависеть от направления вектора диполя к оси кардиографического отведения. На форму зубцов ЭКГ влияет как активность самого мышечного волокна, так и место расположения (+) и (-) электродов отведения, с помощью которых регистрируется ЭКГ.

Следует заметить, что модель, предложенная Эйнтховеном, не является строгой. Она имеет ряд допущений:

- Организм не является однородной электропроводной средой: разные биологические ткани имеют различные удельные проводимости. Также проводимость меняется со временем, например, при вдохе и выдохе.
- Вектор \vec{P} , вращаясь, описывает сложную объемную кривую, а не находится все время в одной плоскости; начало его также может смещаться.

Использование метода электрокардиографии в медицинской практике

Несмотря на ряд ограничений электрокардиографии, регистрация ЭКГ является чрезвычайно важным методом диагностики сердца в практической кардиологии. Необходимо отметить, амплитудные значения зубцов несут гораздо меньшую диагностическую информацию, нежели временные характеристики сигнала. Так, например, длительность между началом зубца *P* и началом зубца *Q* (*PQ* интервал) соответствует времени, за которое волна возбуждения проходит предсердия, атриовентрикулярный узел и магистральные пути проведения импульса в желудочках. Длительность *QRS* комплекса отражает время охвата электрическим возбуждением желудочков и соответствует, так называемой, электрической систоле желудочков. Временные соотношения зубцов в ЭКГ зависят от частоты сердцебиений, однако, относительные изменения фаз сигнала имеют важное диагностическое значение.

По кривым ЭКГ врач может также судить о следующих проявлениях деятельности сердца и его патологических состояниях:

- ЭКГ дает возможность оценивать частоту сокращений сердца: нормальная частота 60-90 уд в мин., тахикардия – более 90 уд в мин., брадикардия – менее 60 уд в мин.
- Позволяет выявить локализацию очага возбуждения.
- При нарушениях ритма сердца, возможно, распознать различные виды аритмий.
- Возможно определить степень и локализацию блокады или задержки проведения.
- Направление электрической оси сердца отражает его анатомическое расположение.
- ЭКГ отражает влияние различных факторов на сердечную деятельность: вегетативных нервов, гормональных и обменных нарушений, лекарственных препаратов и так далее.
- ЭКГ в некоторых случаях дает информацию о нарушениях в механической функции миокарда.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Диполь. его характеристика.
- Потенциал поля, создаваемого диполем.
- Разность потенциалов двух точек равноудаленных от оси диполя.
- Теория Эйнтховена.
- Принцип возникновения электрических потенциалов на поверхности тела, отражающих распространение волны возбуждения в сердце.
- Стандартные отведения.
- Кардиограмма, основные характеристики.

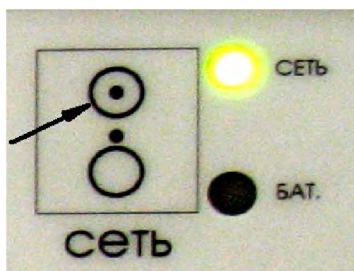
Цитируемая литература

1. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. Москва, «Медицина», 1991г.
2. Федорова В.Н., Степанова Л.А. Краткий курс медицинской и биологической физики с элементами реабилитологии. Москва, Физматлит, 2008.
3. Антонов В.Ф. Биофизика. Учебник для ВУЗов, ВЛАДОС, Гуманитарный издательский центр, 2003.

Практические рекомендации по выполнению лабораторной работы

Последовательность операций выполнения работы:

1. Убедитесь, что «Монитор реаниматолога» (далее Монитор) подключен к сети электропитания. Включите тумблер на задней панели Монитора. На передней панели Монитора загорится зеленая лампочка «Сеть» (см. рисунок ниже).



Нажмите кнопку, помеченную стрелкой. Монитор готов к работе.

2. На компьютере запустите программу *CardioNet 3.0* (ярлык для запуска находится на «Рабочем столе» компьютера).

3. **Внимание!** Введите свои персональные данные. Для этого в меню программы (расположено внизу экрана, если меню не видно, опустите курсор в самый низ экрана — меню появится) нажмите кнопку «*Пациент*» (самая левая кнопка). В появившемся окне введите свою фамилию (**без инициалов!**) и возраст. **Важно: недопустимы пробелы как перед фамилией, так и после нее! Иначе, вы не сможете сохранить результаты в графическом файле.**



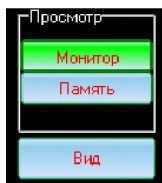
Меню программы CardioNet 3.0

4. Тщательно вымойте обе руки с мылом для обеспечения лучшего контакта электродов с кожей рук. С этой же целью, нанесите небольшое количество токопроводящего геля на металлические электроды внутри зажимов.

5. Закрепите электроды на запястьях рук. Красный — на левую руку. Желтый и черный — на правую, **причем, черный — ближе к кисти руки**, а желтый — на максимально возможном расстоянии от черного. Штекеры подключения кабелей должны располагаться сверху.

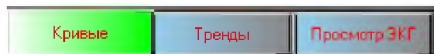
6. В небольшом окне в верхней левой части экрана появится сигнал ЭКГ. Нажмите кнопку меню программы «*Вид*». Сигнал ЭКГ в большем масштабе будет также идти в нижней половине экрана. Примите спокойное положение, руки положите на стол перед собой (**не соединяете их!**) и старайтесь не шевелить ими, особенно в самом начале процесса снятия ЭКГ. В первые 10-20 секунд (а иногда и немного дольше) после подключения электродов сигнал может быть не виден или наблюдаться сильно искаженным. Через некоторое время Монитор адаптируется к конкретным условиям и на экране будет правильно отображаться сигнал ЭКГ.

7. Дождавшись неискаженного сигнала ЭКГ, продолжите его регистрацию в течении примерно одной минуты. После чего, нажмите кнопку «Память», расположенную с правой стороны экрана на панели «Просмотр».

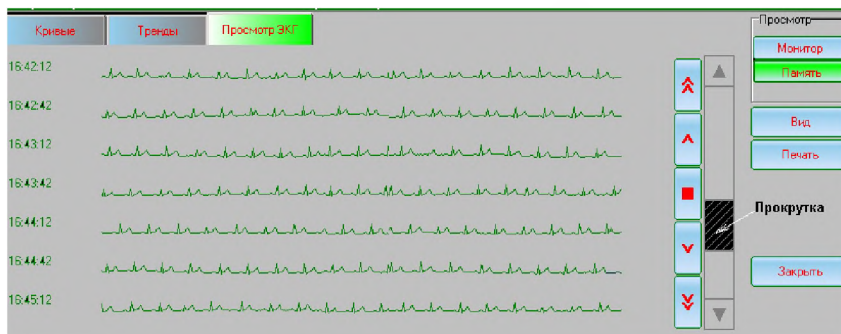


Прибор запоминает зарегистрированную ЭКГ. Отсоедините электроды.

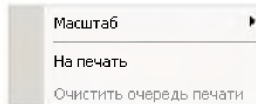
8. Для просмотра и анализа данных ЭКГ, нажмите кнопку «Просмотр ЭКГ» с левой стороны экрана.



9. В нижней половине экрана появятся данные о всех записанных ЭКГ за последнее время (рис. ниже):



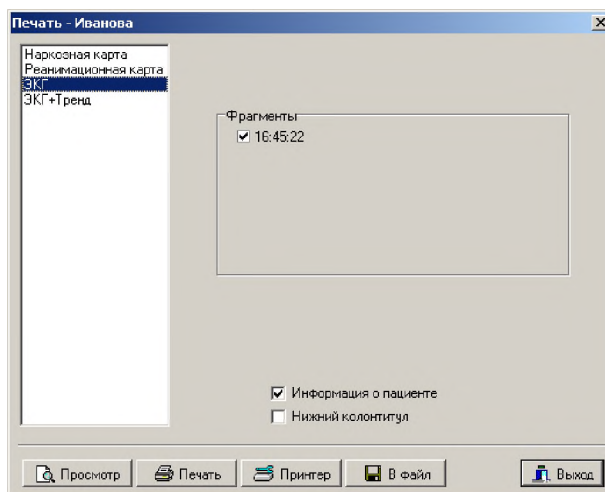
10. Воспользуйтесь движком прокрутки (справа от графиков ЭКГ — см. рис. выше) для перемещения по записанным данным. Найдите свои последние записи ЭКГ. Наведите на график курсор и нажмите левую кнопку. Появится белая прямоугольная рамка выбора фрагмента ЭКГ для сохранения в графическом файле, которую можно перемещать курсором мыши. При этом в самом низу экрана будет полномасштабная развертка выбранного фрагмента. Нажмите правую кнопку мыши. Появится меню для данного режима (см. рисунок ниже).



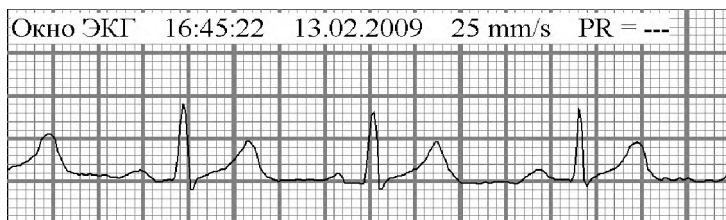
11. Если пункт меню *«Очистить очередь печати»* активен (то есть, доступен для выбора) — выберите его. Тем самым вы очистите набор сохраняемых данных от предыдущих значений.

12. Если выбранный фрагмент надо сохранить в виде графического файла, в вышеприведенном меню выберите пункт *«На печать»*. Данная процедура не приводит непосредственно к распечатке данных, а только помещает их в набор данных для вывода (на принтер или в графический файл).

13. После выбора нужного фрагмента, нажмите кнопку *«Печать»*, расположенную с правой стороны экрана на панели *«Просмотр»*. Откроется окно вывода данных (см. рисунок ниже). В панели *«Фрагменты»* будет приведен список выбранных для вывода фрагментов ЭКГ (с указанием времени, когда они были записаны). В панели слева выберите пункт *«ЭКГ»*. Нажмите кнопку *«Просмотр»*, чтобы проверить, какие данные будут сохраняться. Для сохранения данных в графический файл, нажмите кнопку *«В файл»*. Выбранный фрагмент ЭКГ запишется в файл формата «GIF» с именем *«ЭКГ Дата Время»* в папке с заданной вами в п.3 фамилией. Файл будет находиться по адресу: *C:\Program Files\Triton ElectronicS\CardioNet 3.0\PatientS*.



14. После сохранения вашей ЭКГ в графическом виде, зайдите в папку *C:\Program Files\Triton Electronic\CardioNet 3.0\Patients* (ярлык ее для быстрого доступа вынесен на рабочий стол компьютера), найдите в ней папку с вашей фамилией, а в ней — только что сохраненный файл с данными ЭКГ. Откройте этот файл в системной программе просмотра графики (дважды щелкнув на этом файле левой кнопкой мыши). Откроется запись следующего вида:



15. Произведите измерение амплитуд основных компонент ЭКГ, а также временные интервалы между ними. При этом используйте масштаб по оси времени, указанный вверху сохраненной картинке, а масштаб по вертикали — 1 мВ/мм. Учтите, что расстояние между тонкими линиями сетки — 1 мм, а между более толстыми — 5 мм.

16. Чтобы сохранить данный график, необходимо, во-первых, переименовать его «ЭКГ_Фамилия» и, во-вторых, переместить в папку *C:\Лабораторный практикум\Данные\Мгруппы\Фамилия*.

** Обработка электрокардиограммы производится с помощью специализированного графического редактора «Анализ графиков», описание которого приведено в разделе География.*

ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ

Введение

В 1929 г. австрийский психиатр Х. Бергер с помощью игольчатых электродов, подведенных под кожу черепа, записал суммарную фоновую электрическую активность мозга и обнаружил в ней наличие регулярных, непрерывных ритмических электрических колебаний. Он установил, что электрические характеристики этих сигналов зависят от состояния испытуемого. Открытие Бергера привело к созданию электроэнцефалографического метода изучения мозга.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – метод исследования деятельности головного мозга человека, основанный на суммарной регистрации биоэлектрической активности отдельных зон, областей, долей мозга через неповрежденные покровы головы. ЭЭГ позволяет судить о его физиологической зрелости человека, его функциональном состоянии, наличии очаговых поражений, общемозговых расстройств и их характере. ЭЭГ применяется в современной нейрофизиологии, а также в неврологии и психиатрии.

Электроэнцефалография относится к электрофизиологическим методам исследования человека. **Электрофизиология** – область науки, изучающая электрические явления в живом организме, тканях, клетках для выявления их природы и возможного физиологического значения. Известен целый ряд методов и средств диагностики, основанных на регистрации биоэлектрических сигналов, генерируемых различными органами и структурами человеческого организма. Электрические явления в живых клетках имеют электрохимическую природу и непосредственно связаны с диффузией различных ионов через клеточную мембрану. Движение ионов определяется величиной электростатического и концентрационного градиентов по обе стороны мембраны, значение которых регулируется деятельностью специализированных ионных каналов и насосов мембраны.

Помимо ЭЭГ, к числу электрофизиологических методов относятся и многие другие, в частности:

- электрокардиография – исследование электрической активности сердца;
- электромиография – исследование электрической активности мышц;
- электроокулография – исследование изменения потенциалов, обусловленных движением глазного яблока;

- электрогастрография – анализ электрических сигналов, вызванных деятельностью желудка и кишечника.

Регистрация биопотенциалов, возникающих на поверхности тела, может производиться длительно и многократно без каких-либо болезненных ощущений или вредного действия на организм. Для этого используются специальные датчики (электроды). Разность потенциалов, возникающая между электродами на теле, варьирует от единиц микровольт (мкВ) до нескольких милливольт (мВ) в зависимости от типа электрода, особенностей их крепления и электрофизиологического метода. Например, разность потенциалов при электрокардиографическом методе изменяется в диапазоне 0.1 – 5 мВ. Величина электрического напряжения, фиксируемая на электродах при энцефалографии, в 100 раз меньше, чем при ЭКГ, и находится в пределах от 0.001 до 0.05 мВ.

Для измерения столь слабых электрических сигналов и их последующей визуализации необходимы специализированные усилители потенциалов. В настоящей работе мы рассмотрим ключевые принципы электротехники для усиления биопотенциалов.

Электротехнические основы усиления биопотенциалов

Рассмотрим некоторые важные характеристики усилителей.

Коэффициент усиления K_{yc} , равный отношению напряжения на выходе усилителя к напряжению на его входе, т.е. $K_{yc} = \frac{U_{вых}}{U_{вх}}$. Для гармонических

(синусоидальных) сигналов коэффициент усиления определяют как отношение амплитуд колебаний на выходе и входе усилителя. Выбор требуемого коэффициента усиления определяется, во-первых, величиной входных напряжений (например, единицы или десятки мкВ для сигналов ЭЭГ и до единиц мВ для сигналов ЭКГ), во-вторых, требуемыми уровнями сигналов, подаваемых с выхода усилителя на устройства регистрации, обработки и визуализации (обычно единицы вольт).

Входное сопротивление усилителя $R_{вх}$. Определяется как отношение напряжения на входе усилителя к входному току (т.е. току, втекающему в усилитель). Чтобы усилитель биопотенциалов не изменял регистрируемые сигналы, необходимо выполнение условия $R_{вх} \gg R_{ц}$, где $R_{ц}$ – сопротивление участка цепи, к которому подключается усилитель (для сигналов ЭЭГ, ЭКГ и т.п. – сопротивление участка тела

пациента между подключенными электродами). Усилитель сигналов ЭКГ, ЭЭГ или миограммы должен иметь входное сопротивление в районе единиц мегом ($1 \text{ МОм} = 10^6 \text{ Ом}$). Усилители, используемые для измерения внутриклеточных потенциалов, должны иметь входное сопротивление не менее $100 \text{ МОм} \dots 1 \text{ ГОм}$ ($10^8 \dots 10^9 \text{ Ом}$).

Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) $K(\nu)$ – зависимость коэффициента усиления от частоты ν гармонического (синусоидального) сигнала. Чаще используют нормированную АЧХ: $K(\nu) = \frac{K_{\text{ре}}(\nu)}{K_{\text{max}}}$, где K_{max} – максимальный коэффициент усиления. На рис. 1 приведен пример нормированной АЧХ усилителя.

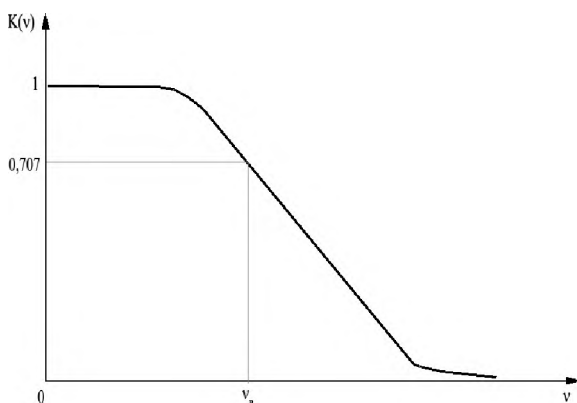


Рис. 1. Пример нормированной АЧХ

Так как реальные усилители не могут одинаково усиливать сигналы на всех частотах, обычно полагают верхней (самой максимальной) $\nu_{\text{в}}$ частоту, на которой коэффициент усиления уменьшается в $\sqrt{2}$ раз от своего максимального значения, т.е. $K(\nu_{\text{в}}) = \frac{1}{\sqrt{2}} \approx 0,707$. Диапазон частот входного гармонического сигнала от 0 до $\nu_{\text{в}}$ называется полосой пропускания усилителя.

Внутренние шумы усилителя. К сожалению, как и любая электронная аппаратура, усилители обладают внутренними шумами, т.е. даже при нулевом входном сигнале, на их выходе будет наблюдаться случайный (хаотически изменяющийся) сигнал. Шум усилителя ($U_{\text{ш}}$) обычно определяется через приведенное к входу усилителя эквивалентное напряжение шума в нВ (10^{-9} В), отнесенное к $\sqrt{\Gamma_{\text{ц}}}$, так как

полное эффективное (среднеквадратичное) напряжение шума на выходе ($U_{ш\text{ вых}}$) усилителя будет зависеть как от его коэффициента усиления, так и от его полосы пропускания. Т.е. $U_{ш\text{ вых}} = K_{yc} \cdot U_{ш} \cdot \sqrt{\nu_{\omega}}$.

На практике не всегда удается спроектировать усилитель, сразу обладающий всеми необходимыми параметрами (K_{yc} , $R_{вх}$, ν_{ω} , $U_{ш}$ и т.д.). Поэтому часто применяют последовательное (каскадное) соединение нескольких усилителей. При этом общий коэффициент усиления будет равен произведению K_{yc} всех усилителей, а входное сопротивление – $R_{вх}$ первого усилителя. Шумы при каскадном соединении нескольких усилителей также будут определяться, прежде всего, шумами первого каскада, поэтому его обычно делают маломушным. Амплитудно-частотная характеристика многокаскадного усилителя определяется свойствами каскадов, входящих в состав этого усилителя.

В настоящее время мировой промышленностью выпускается большое количество усилителей в интегральном (миниатюрном) исполнении. Большинство их сразу имеет весьма большой коэффициент усиления (вплоть до 10^6 - 10^8). На практике такие большие коэффициенты часто не требуются. Поэтому необходимо иметь возможность регулировать K_{yc} . Удобнее всего это делать при помощи так называемой отрицательной обратной связи (ООС), которая помимо управления коэффициентом усиления позволяет улучшить еще некоторые параметры исходного усилителя.

Сущность ООС состоит в вычитании из входного сигнала части напряжения с выхода усилителя. На рис. 2 приведена структура усилителя с ООС.

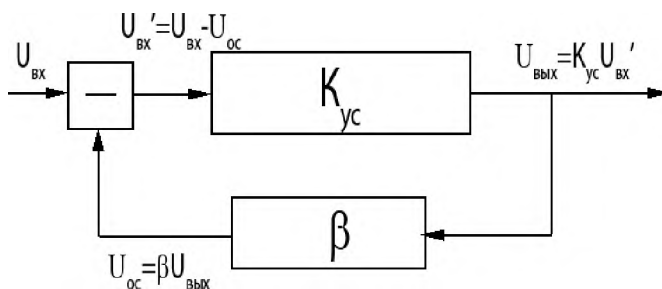


Рис. 2. Схема усилителя с отрицательной обратной связью

Нетрудно показать, что коэффициент усиления с обратной связью будет определяться следующим образом:

$$K_{\text{усос}} = \frac{K_{\text{ус}}}{1 + \beta \cdot K_{\text{ус}}}, \text{ где } \beta - \text{коэффициент обратной связи (обычно меньше 1), } K_{\text{ус}}$$

– коэффициент усиления без ООС исходного усилителя.

Если произведение $\beta \cdot K_{\text{ус}} \gg 1$ (более 10), то $K_{\text{усос}} \approx \frac{1}{\beta}$. Т.е., можно регулировать (устанавливать) коэффициент усиления в целом, меняя только параметры цепи обратной связи, что гораздо проще делать на практике, чем изменять коэффициент усиления исходного усилителя (что часто даже и невозможно).

Также ООС позволяет снизить уровень шумов усилителя и расширить его полосу пропускания.

Усилители можно разделить на два типа – с несимметричным и симметричным входом. Последние еще называются дифференциальными усилителями. В усилителях с несимметричным входом сигнал, который надо усилить, подается между единственным входом усилителя и так называемым «общим проводом» (точкой нулевого потенциала). Достоинство такого включения – более простая схема усилителя. Но при усилении слабых сигналов в усилителях с несимметричным входом увеличивается мешающее воздействие внешних помех, особенно при соединении измерительных электродов с самим усилителем достаточно длинными проводами. Кроме того, точка нулевого потенциала часто соединена с корпусом прибора, где находится усилитель, а в ряде методов измерения биопотенциалов требуется электрическая развязка точек подключения электродов с общим проводом (корпусом прибора).

Этих недостатков лишен дифференциальный усилитель, который имеет два одинаковых входа; входной сигнал подключается между ними. Напряжение на выходе усилителя $U_{\text{вых}} = (U_1 - U_2)K_{\text{ус}}$, где U_1 и U_2 – сигналы на его дифференциальных входах.

В обоих типах усилителей выход обычно несимметричный, т.е. усиленный сигнал снимается между единственным выходом и «общим проводом».

Операционные усилители

Операционный усилитель (ОУ) в современной электронной аппаратуре – это дифференциальный усилитель в интегральном (в виде микросхемы) исполнении. Коэффициент усиления современных ОУ может варьировать в диапазоне от 10^5 до 10^8 . Входное сопротивление – от 1 МОм до 100 ГОм (10^{11} Ом).

Дифференциальные входы ОУ называются инвертирующей (т.е. при положительном напряжении на инвертирующем входе сигнал на выходе имеет отрицательную полярность) и неинвертирующей (сигнал на выходе ОУ изменяется синхронно с сигналом на неинвертирующем входе).

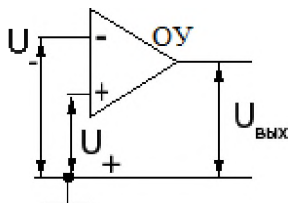


Рис. 3. Схема операционного усилителя

«-» - инвертирующий вход, «+» - неинвертирующий вход. $U_{\text{вых}} = K_{\text{ус}} \cdot (U_+ - U_-)$.

Усилители на основе ОУ можно строить как с несимметричными входами, так и в виде дифференциального усилителя. В свою очередь, усилители с несимметричным входом могут быть инвертирующие и неинвертирующие. Требуемый коэффициент усиления задается при помощи отрицательной обратной связи.

На рис. 4 приведена схема инвертирующего усилителя на основе ОУ.

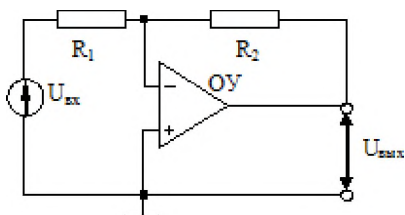


Рис. 4. Схема инвертирующего усилителя на основе ОУ

Коэффициент усиления такого усилителя $K = \frac{U_{\text{вых}}}{U_{\text{вх}}} = -\frac{R_2}{R_1}$, знак минус говорит о том, что выходное напряжение «инвертировано» относительно входного, т.е.

меняется в противоположную сторону при изменении входного сигнала. Входное сопротивление инвертирующего усилителя примерно равно сопротивлению R_1 .

Инвертирование входного сигнала может представлять определенные неудобства, однако, в большинстве практических применений это или учитывается в дальнейших преобразованиях сигнала, либо не играет значимой роли. Однако инвертирующие усилители имеют относительно низкое входное сопротивление, что в ряде применений недопустимо.

На рис. 5 приведена схема неинвертирующего усилителя на основе ОУ.

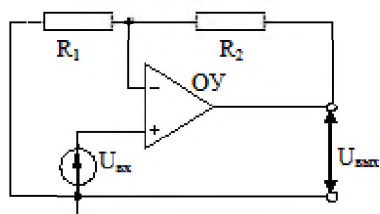


Рис. 5. Схема неинвертирующего усилителя на основе ОУ

Коэффициент усиления неинвертирующего усилителя $K = 1 + \frac{R_2}{R_1}$. Входное сопротивление равно $R_{вх}$ самого ОУ, т.е. может быть достаточно велико. Изменение напряжение на выходе совпадает с изменением напряжения на входе.

Дифференциальный усилитель на основе ОУ строится следующим образом (рис. 6).

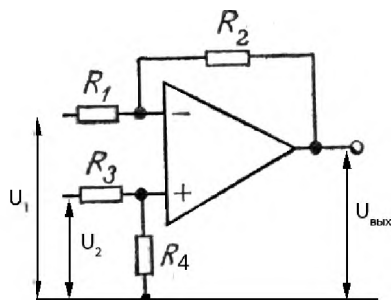


Рис. 6. Схема дифференциального усилителя на основе ОУ

Коэффициент усиления такой схемы $K_{yc}=R_2/R_1$ (при условии $R_2/R_1=R_4/R_3$). При этом $U_{вых}=K_{yc} \cdot (U_2-U_1)$. Выполнение условия $R_2/R_1=R_4/R_3$ необходимо для обеспечения максимального подавления внешних помех, одинаково воздействующих на оба входа. Однако, на практике такое условие трудно выполнимо, т.к. реальные электронные компоненты имеют вполне определенный разброс параметров. Входное сопротивление подобной схемы относительно мало (определяется резисторами R_1 , R_3 и R_4). Кроме того, регулировка коэффициента усиления сопряжена с синхронной перестройкой сразу нескольких элементов, что создает определенные неудобства.

Вышеперечисленных недостатков лишена (или они существенно снижены) схема, так называемого, измерительного усилителя, приведенная на рис. 7.

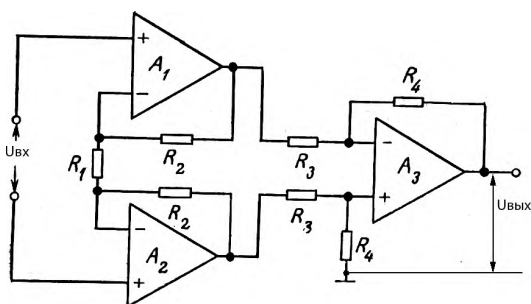


Рис. 7. Схема измерительного усилителя [2]

Коэффициент усиления такой схемы $K_{yc}=(1+2R_2/R_1)(R_4/R_3)$. Обычно принимают $R_4=R_3$. Тогда $K_{yc}=(1+2R_2/R_1)$. То есть, регулировку усиления можно производить только одним резистором R_1 . Входное сопротивление измерительного усилителя весьма велико (определяется $R_{вх}$ ОУ A_1 и A_2). Измерительные усилители являются неотъемлемой частью любого современного аппарата для электрофизиологических исследований.

Особенности регистрации потенциалов головного мозга

График изменения разности потенциалов между различными участками поверхности головы человека во времени называется электроэнцефалограммой (ЭЭГ).

Регистрация ЭЭГ осуществляется наложением на голову металлических электродов, которые соединяют проводами с соответствующими входными цепями измерительных усилителей аппарата. В клинической практике применяются электроды различной конструкции (электроды-мостики, плоские электроды и др.), которые фиксируются на голове с помощью специальных шлемов или резиновых полос. Контакт с поверхностью кожи осуществляется через шарик из губки или марлевую прокладку, смоченные в физиологическом растворе или через специальную пасту.

Количество и расположение электродов на поверхности головы человека стандартизовано в соответствии с требованиями «Международной федерации обществ электроэнцефалографии». Существует несколько способов снятия или отведения информации с электродов. Под отведением в электроэнцефалографии понимается процесс регистрации биопотенциалов через усилительные каналы прибора. В ЭЭГ наибольшее распространение получили три следующих способа отведения (рис. 8):

- *монополярное* или *униполярное отведение* (monopolar, unipolar derivation) – запись ЭЭГ в условиях, когда один электрод отведения расположен на некотором удалении от мозга (то есть на неактивной точке ткани), например, на мочке уха, переносице и т.п.;
- *униполярное усредненное отведение* (average derivation) – запись ЭЭГ в условиях, когда один электрод отведения является рабочим, а второй – усредненным по всем каналам;
- *биполярное отведение* (bipolar derivation) – запись ЭЭГ за счет подключения двух электродов на соответствующие входы одного измерительного усилителя.

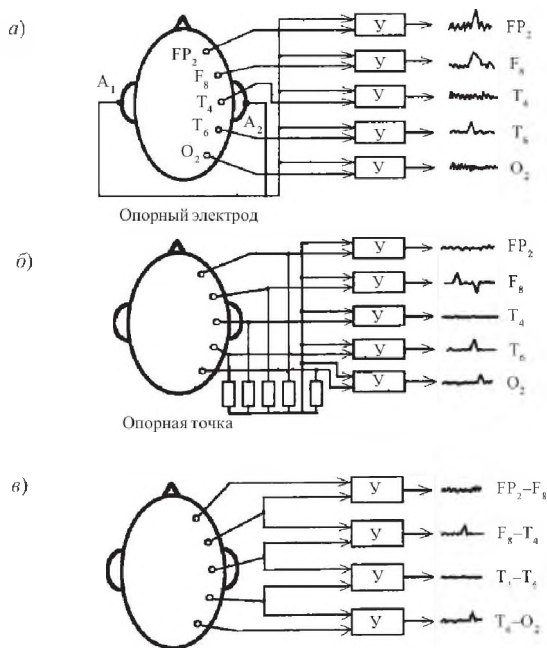


Рис. 8. Три способа отведений при съеме ЭЭГ

a) – униполярный с опорной точкой; б) – униполярный с опорной точкой, образованной соединением всех электродов; в) – биполярный.

Амплитудно-частотные характеристики и ритмы ЭЭГ

ЭЭГ отражает интегральную активность огромного числа нейронов коры головного мозга и распространение волн возбуждения в нейронных сетях. ЭЭГ относится к классу непрерывных сигналов, в отличие от записей нейронной активности – нейрограмм, которые представляют собой дискретные импульсные сигналы.

Электроэнцефалограмма имеет вид сложных регулярных колебаний с различными частотами и амплитудой (рис. 9). Наименьшая амплитуда мозговых волн, которая может регистрироваться, ограничена чувствительностью аппаратуры и в настоящее время составляет 0,5-1 мкВ. Максимальная амплитуда мозговых волн может достигать в определенных случаях порядка 200 мкВ, но в среднем амплитуда колеблется в пределах 20-40 мкВ.

Наименьшая частота, которая может регистрироваться в ЭЭГ – это уровень постоянного потенциала. Однако без специальных приемов этот уровень зарегистрировать трудно, что связано с поляризацией электрода, наличием артефактных волн, близких к нулевой частоте и связанных с кожно-гальваническим рефлексом, дыханием и другими процессами. Поэтому ЭЭГ аппараты обычно имеют *усилители по переменному току с емкостной связью между каскадами*. Нижняя граница частот устанавливается примерно на 1 Гц (постоянная времени 0,3). В целом ЭЭГ является низкочастотным сигналом и верхняя граница не превышает 100 Гц, а максимально выраженная частота около 10 Гц. Верхняя граница сигнала ограничена как частотой процессов на нейронном уровне (500-1000 Гц), так и низкочастотными фильтрующими свойствами ткани, окружающими нейроны, а также костями черепа, кожными покровами головы и так далее.

У здорового человека ЭЭГ могут различаться в зависимости от физиологического состояния (сон и бодрствование, восприятие зрительных или слуховых сигналов, разнообразные эмоции и т. п.). Под ритмом в ЭЭГ понимается любая активность, то есть последовательность колебаний, имеющая примерно одинаковый период (частоту). Частота определяется как число волн (максимумов) за единицу времени (1 сек), если период колебаний постоянный. Если период не постоянный, то частота (текущая) определяется как величина обратная периоду T .

По частоте в ЭЭГ различают следующие основные типы ритмических составляющих (см. рис. 9):

Дельта-ритм (δ) охватывает активность с частотой в диапазоне от 0,5 до 4 Гц, с амплитудой от 10 до 250 мкВ и более. На кривых с полиморфной дельта активностью представлены как частоты 2 Гц, так и 1,5 Гц и около 4 Гц. Эта форма активности встречается, например, у здоровых испытуемых при глубоком сне (*дельта-сон*).

Тета-ритм (θ) занимает область частот от 4 до 8 Гц, с амплитудой 10-200 мкВ. В значительной степени этот ритм выражен у детей и, как правило, заменяется α -ритмом у взрослых.

Альфа-ритм (α) основной корковый ритм, с частотой от 8 до 13 Гц, со средней амплитудой 30-70 мкВ. Наиболее часто у здоровых испытуемых имеет частоту 9-10 Гц и значительную вариацию по амплитуде.

Бета-ритм (β) низкий от 13 до 20 Гц и бета-ритм высокий от 20 до 30 Гц – по мощности выражены значительно меньше, чем альфа-ритм. Обычно амплитуда этих ритмов не превышает в норме 15-20 мкВ.

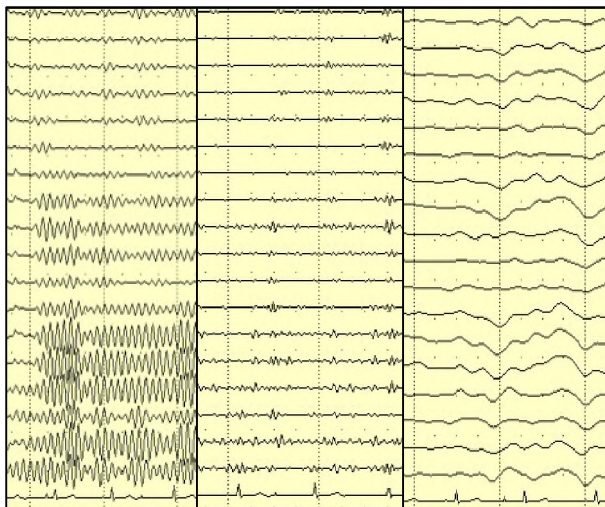


Рис. 9. Пример регистрации альфа-ритма, бета-ритма, дельта-ритма, соответственно

Артефакты при регистрации ЭЭГ

Артефакты электроэнцефалографии включают любые не мозговые источники потенциалов, наложенные на запись ЭЭГ. Имея общий спектр частот и большую амплитуду, артефакты могут значительно исказить картину ЭЭГ и затруднять интерпретацию тех или иных ритмов. Малая помехоустойчивость ЭЭГ сигнала является одним из существенных недостатков этого метода.

Различают физические и физиологические артефакты на ЭЭГ. Источник физических артефактов связан с плохим креплением электродов, обрывом проводов. Такие артефакты способны стимулировать высоковольтные разряды и приводить к появлению наводки сети переменного тока, которая распознается синусоидальной формой и частотой 50 Гц (рис. 10).

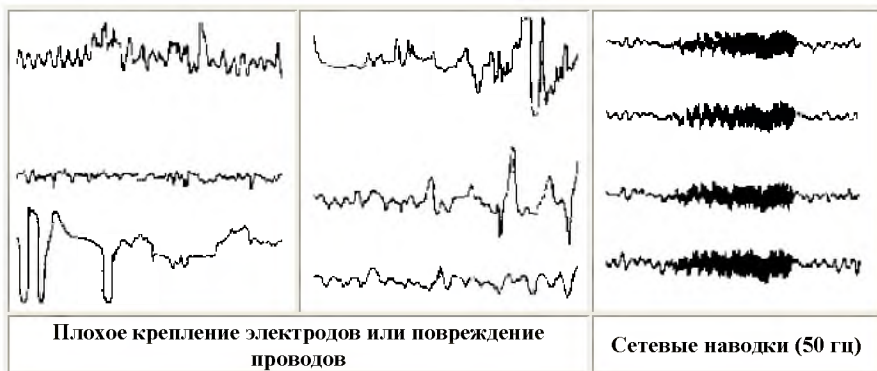
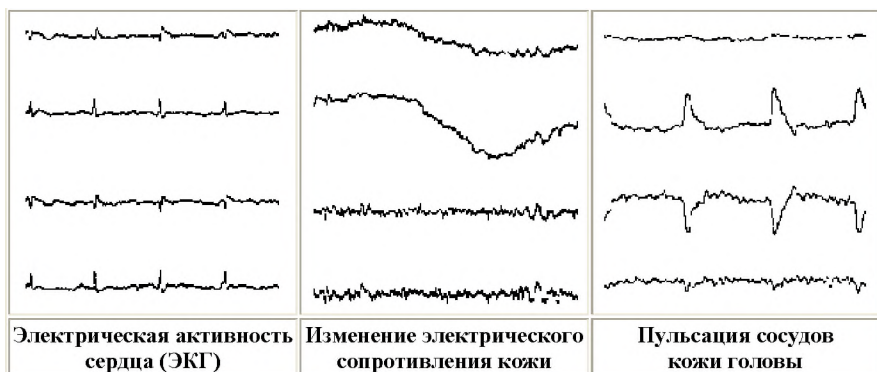


Рис. 10. Примеры аппаратных артефактов

В основе физиологических артефактов на кривой биопотенциалов мозга лежат электрические явления, возникающие в других органах и тканях организма. На рис. 11 приведены основные источники физиологических артефактов. Физиологические артефакты.



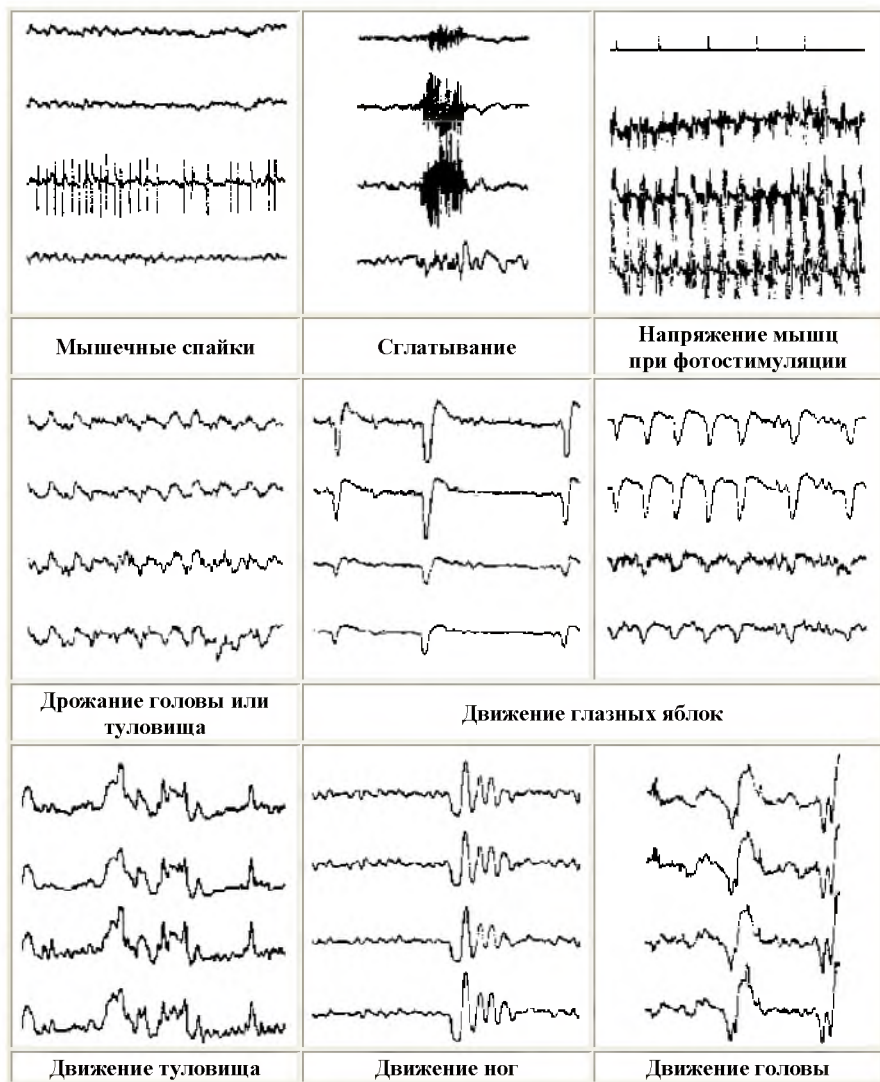


Рис. 11. Примеры физиологических артефактов

Необходимо иметь в виду, что перечисленные артефакты могут накладываться совместно, искажая картину записи ЭЭГ. Дефекты, связанные с самой аппаратурой, обнаруживаются при калибровке прибора.

Контрольные вопросы по теме работы:

- Общие представления об ЭЭГ.
- Из каких соображений выбирается требуемый коэффициент усиления биопотенциалов при ЭЭГ?
- В чем достоинства и недостатки усилителей с симметричными и несимметричными входами?
- Для чего в усилителях применяется отрицательная обратная связь? Почему она называется «отрицательной»?
- Какие преимущества имеет измерительный усилитель биопотенциалов по сравнению с обычным дифференциальным усилителем?
- Методика записи ЭЭГ.
- Амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ как биосигнала.
- Ритмы ЭЭГ.
- Артефакты в ЭЭГ.

Цитируемая литература

1. Жирмунская Е.А. Некоторые количественные характеристики различных типов ЭЭГ человека. Журнал невропатологии и психиатрии, 1973, с. 984-991.
2. Титце У., Шенк К. Полупроводниковая схемотехника. – М.: Мир, 1982, 512 с.

Практические рекомендации по выполнению работы

Последовательность операций выполнения работы:

1. Включите аппаратный модуль в электросеть.
 2. Запустите программу EEG-Graph.exe.
 3. Подключите электроды и расположите их на голове согласно инструкции.
 4. Добившись стабильных показаний на ЭЭГ, остановите процедуру регистрации и сохраните полученные данные.
 5. Запустите программу анализа ЭЭГ кривой *.
 6. Выделите основные ритмы ЭЭГ.
 7. Произведите измерение амплитудно-частотных характеристик волн ЭЭГ сигнала.
- *Обработка электроэнцефалограммы производится с помощью специализированного графического редактора «Анализ графиков», описание которого приведено в разделе Реография.*

РУКОВОДСТВО ДЛЯ ЛАБОРАТОРНОГО ПРАКТИКУМА ПО МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКЕ

Ответственный редактор: Бляхман Феликс Абрамович

**Рекомендовано к изданию Центральным Методическим Советом ГОУ
ВПО «Уральская государственная медицинская академия»
(протокол заседания №4 от 22 апреля 2009 г.).**

**Дизайн обложки – Шкляр Т.Ф.
Использованы иллюстрации с сайтов
www.medicus.ru (сердце) и www.gorod.lv (мозг).**

Подписано в печать 22.07.2009 г. Формат 60x84/16.
Бумага для множ. аппаратов. Печать плоская.
Усл. печ. л. 10,9 Уч.-изд. л. 10,39
Тираж 100 экз. Заказ № 282

Отпечатано в ООО «Типография Для Вас»
620026, г. Екатеринбург, ул. Сони Морозовой, 180, оф. 328
Тел.: 290-70-52

