

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации

Томский государственный университет
систем управления и радиоэлектроники

С.Г. Еханин

БИОМЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И ДАТЧИКИ

Методические указания к практическим занятиям и самостоятельной работе по
дисциплине «Биомедицинские приборы и датчики»

Томск
2022

УДК 530.19; 537.9
ББК 22.3с
Е 930

Рецензент

Романовский М.Н., доцент кафедры конструирования узлов и деталей
РЭА, канд. техн. наук

Еханин Сергей Георгиевич

**Е 930 Биомедицинские приборы и датчики: методические указания к
практическим занятиям и самостоятельной работе по дисциплине
«Биомедицинские приборы и датчики» / С.Г. Еханин. – Томск: Томск. гос. ун-т
систем упр. и радиоэлектроники, 2022. – 27 с.**

В методических указаниях кратко изложены теоретические обоснования тем практических занятий и самостоятельной работы по дисциплине «Биомедицинские приборы и датчики». Приводится методика проведения практических занятий. Дается описание интерактивных методов обучения при выполнении самостоятельной работы.

Предназначено для студентов, интересующихся проблемами разработки биомедицинской электронной аппаратуры и приборостроения.

Одобрено на заседании каф. КУДР протокол № 234 от 5 марта 2022 г.

УДК 530.19; 537.9
ББК 22.3с

© Еханин С.Г., 2022
© Томск. гос. ун-т систем упр. и
радиоэлектроники, 2022

Оглавление

1 ВВЕДЕНИЕ	4
2 ОБОСНОВАНИЕ ТЕМ ПРАКТИЧЕСКИХ ЗАНЯТИЙ И САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ	5
2.1 Виды физических сигналов, характеризующих организм человека.....	5
2.2 Методы исследования биоэлектрической активности организма человека	7
2.3 Методы исследования неэлектрических характеристик организма	11
2.4 Общие сведения о датчиках и измерительных преобразователях биомедицинских сигналов.....	12
2.5 Виды интроскопии в медицине.....	15
2.5.1 Магнитно-резонансная томография (МРТ)	16
2.5.2 Общие принципы рентгеновской томографии	19
3 МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ПРАКТИЧЕСКИХ ЗАНЯТИЙ.....	22
3.1 Темы проведения практических занятий	22
4 МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ.....	23
4.1 Сценарий проведения практического занятия студентом по материалам самостоятельной работы.....	23
4.2 Темы заданий для самостоятельной работы студентов	26
5 СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	27

1 ВВЕДЕНИЕ

В рабочей программе курса «Биомедицинские приборы и датчики» сформулирована следующая цель преподавания данной дисциплины. Формирование у студентов комплекса профессиональных знаний и умений в области основ современной биомедицинской техники, принципов построения сложных физико-технических комплексов и устройств, датчиков, микроэлектронных и наноэлектронных сенсоров.

Задачами изучения дисциплины являются:

- формирование профессионального самоопределения у студентов;
- формирование представления о принципах работы приборов и аппаратов биомедицинской микро- и наноэлектроники; основных методов и средств измерений их параметров;
- развитие профессионального подхода к решению научных и технических проблем при проведении НИОКР в области конструирования биомедицинской аппаратуры.

Таким образом, процесс изучения дисциплины «Биомедицинские приборы и датчики» направлен на формирование следующих компетенций:

Способность проводить экспериментальные исследования и измерения, обрабатывать и представлять полученные данные с учетом специфики методов и средств технических измерений в приборостроении.

Способность выполнять расчет и проектирование электронных приборов, схем и устройств различного функционального назначения в соответствии с техническим заданием с использованием средств автоматизации проектирования

В результате изучения данной дисциплины студенты должны:

Знать: функциональное назначение, принципы работы и современное состояние основных узлов биомедицинских приборов, аппаратов и систем, датчиков, микроэлектронных и наноэлектронных сенсоров, основные методы и средства измерений их параметров, способы организации и проведения НИОКР в области приборостроения.

Уметь: обрабатывать результаты измерений различных параметров биомедицинских датчиков, микроэлектронных и наноэлектронных сенсоров; анализировать, оптимизировать и прогнозировать работоспособность биомедицинских приборов; решать научные и технические вопросы в рамках проведения НИОКР в этой области.

Владеть: навыками работы с современной измерительной техникой; способностью оценивать достоверность результатов измерений биомедицинских сигналов; навыками анализа и представления результатов НИОКР.

Эти знания, умения и компетенции, несомненно, расширят кругозор студентов, обучающихся по данному направлению, помогут глубже понять проблемы стоящие перед разработчиками новой биомедицинской аппаратуры.

2 ОБОСНОВАНИЕ ТЕМ ПРАКТИЧЕСКИХ ЗАНЯТИЙ И САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

2.1 Виды физических сигналов, характеризующих организм человека

Любой биологический объект в условиях своей жизнедеятельности является источником физических полей. Непрерывное и нормальное функционирование систем живого организма отражается в сложной картине физических полей и излучений, исходящих из него. Это связано с возникновением, движением и взаимодействием электрических зарядов в живом организме в процессе его жизнедеятельности. Электрическая активность сердца и мозга, распространение пульсовых волн в эластичных сосудах, мышечная сократительная деятельность, распространение нервных импульсов по всем структурам, активный и пассивный транспорт веществ и другое – все эти процессы порождают физические поля и волны, которые генерирует и излучает человек. По картине физических полей можно судить о работе физиологических систем организма.

По своей природе различают физические поля: гравитационное, электрическое, магнитное, электромагнитное, ядерное и акустическое. У человека существует пять основных разновидностей электромагнитного поля и одно акустическое:

1. Низкочастотное электрическое поле. Источником низкочастотного электрического поля в живом организме является электрогенез в клетках и органах, т.е. возникновение потенциала, вызванное физико-химическими процессами, обеспечивающими неравномерное распределение ионов внутри живой клетки и на поверхности оболочки или быстрое перемещение ионов через мембрану. Напряженность электрического поля $E = F/q$ измеряется в В/м.

2. Низкочастотное магнитное поле с частотами ниже 10^3 Гц. Низкочастотное магнитное поле тела человека создается движущимися зарядами, возникающими в процессе возбуждения клеток сердца и коры головного мозга. Источником магнитного, как и электрического, поля сердца является перемещающаяся граница области возбуждения миокарда – левого желудочка. Вектор индукции магнитного поля B определяет силу, действующую в данной точке поля движущийся заряд и измеряется в Тл.

3. Электромагнитное поле в диапазоне радиоволн сверхвысоких частот 10^9 – 10^{10} Гц и с длиной волны 3–60 см. Источником радиоволн сверхвысоких частот (СВЧ) в организме человека является сердце. Его можно рассматривать как поляризационный генератор СВЧ-волн. В процессе сокращения в нем, как в пьезоэлектрике, возникают высокочастотные колебания. СВЧ-поля распространяются по кровеносным сосудам, как по диэлектрическим волноводам. Так как проводимость стенок невелика, поля могут выходить за стенки такого кровеносного волновода при сгибах сосудов или изменении их диаметра.

4. Электромагнитное поле в инфракрасном (ИК) диапазоне частот 10^{14} Гц и с длиной волны 3–10 мкм. Источником этого излучения является инфракрасное (тепловое) излучение тела человека. ИК-излучение дают все живые тела при любой температуре и излучается атомами и молекулами вещества. Человеческий организм функционирует в довольно узком диапазоне температур (4–40°C) и чрезвычайно чувствителен к тепловому балансу внутри него (измерение температуры тела при болезнях – это показатель состояния организма). Тепловое излучение характеризует температуру организма через температуру кожи. Оно несет информацию о сети капиллярного кровотока, обеспечивающего терморегуляцию тела. Основной характеристикой является энергетическая светимость и измеряется в Вт/м².

5. Электромагнитное поле в оптическом диапазоне частот 10^{15} Гц с длиной волны около 0,5 мкм. Излучение в видимом диапазоне частот электромагнитного поля называется оптической хемилюминесценцией (свечением). Оно дает информацию о насыщении тканей организма кислородом. Разрешение такого излучения ~ 1000 фотонов в 1 с.

Механизм свечения связан с перекисным окислением липидов, которое сопровождается появлением молекул в возбужденном электронном состоянии (радикалов). При взаимодействии таких молекул происходит излучение света. При индуцированном свечении возможен и другой механизм. Например, измерено излучение при активации нейтрофилов (клеток крови), связанное с генерацией активных форм кислорода. Светимости различных участков кожи различаются (наиболее сильное излучение исходит от кончиков пальцев, гораздо слабее – от живота или предплечья). Они снижаются в покое и повышаются с ростом активности пациента. Акустические волны тела человека. Акустоэлектрические волны генерируются в диапазоне 0,15–0,20 ГГц в белково-липидных мембранах, изменяя биохимические процессы в клетке. Низкочастотные акустические сигналы создаются физиологическими процессами: дыхательными движениями, биением сердца, током крови в кровеносных сосудах. Они сопровождаются колебаниями поверхности тела и несут информацию о колебательных процессах таких внутренних органов, как легкие и сердце (акустические фононы и ультразвук). Источником акустического излучения мегагерцового диапазона является тепловое акустическое излучение. Оно возникает вследствие хаотического теплового движения атомов и молекул человеческого тела. Интенсивность этих волн определяется абсолютной температурой тела.

Радио- и акустотепловое излучение может быть использовано для исследования тепловой динамики внутренних органов.

Регистрация и измерение характеристик этих полей могут быть использованы для получения информации о состоянии организма, систем органов и тканей, т.е. для целей медицинской диагностики.

Появление в последние годы в клинической практике многочисленной аппаратуры мониторингового контроля физиологических показателей открывает

большие возможности в совершенствовании методик медицинской диагностики. Значительное повышение технического уровня развития современных диагностических систем за счет совершенствования аппаратной реализации и технологий производства делает системы клинического мониторинга незаменимыми в повседневной практике. Неотъемлемыми элементами систем клинического мониторинга являются первичные и вторичные преобразователи биомедицинских сигналов, обеспечивающие преобразование происходящих в организме человека физиологических процессов в диагностическую информацию.

Биомедицинские сигналы представляют собой физические проявления физиологических процессов живого организма, которые могут быть измерены и представлены в виде удобном для обработки с помощью электронных средств (например, в виде величины электрического напряжения или тока). Обработка биосигналов проводится с целью выделения информативных, с точки зрения медицинской диагностики, признаков биосигнала, или с целью определения диагностических показателей, вычисляемых по параметрам биосигнала.

По механизму образования биосигналов в живом организме можно выделить две основные группы биосигналов.

К первой группе можно отнести биосигналы связанные с образованием в организме физических полей биологического происхождения, ко второй группе – биосигналы, связанные с изменениями физических характеристик участка биологической ткани происходящими под влиянием протекания физиологических процессов.

2.2 Методы исследования биоэлектрической активности организма человека

Первая группа биосигналов включает сигналы, обусловленные биоэлектрической активностью органов и тканей, связанные с наличием в организме сравнительно низкочастотных электрических полей биологического происхождения, вызванные электрохимическими и кинетическими процессами, протекающими в организме. Они, как правило, характеризуют функционирование отдельных органов и функциональных систем. Низкочастотные электрические поля в значительной степени экранируются проводящими тканями биологического объекта с неоднородным распределением электрической проводимости.

Электрические поля являются причиной создания на кожном покрове биоэлектрических потенциалов, при этом можно выделить квазистатический электрический потенциал, имеющийся на определенном участке поверхности, и потенциал, изменяющийся синхронно с изменением свойств определенного органа или системы при его функционировании.

Таким образом, на кожном покрове будет иметься постоянный потенциал относительно зоны, взятой за базовую, и переменный – который характеризует работу соответствующего органа или функциональной системы. Спектр

переменных биосигналов, характеризующих функционирование органов и систем, лежит в полосе частот от долей Гц до единиц кГц. Разность квазистатических потенциалов между участками на кожном покрове человека достигает долей вольта и, в значительной степени, зависит от электродов, с помощью которых они регистрируются. Разность переменных потенциалов оценивается в диапазоне от мкВ до десятков мВ.

Наибольшую диагностическую ценность имеют переменные биосигналы, характеризующие функционирование сердца, центральной нервной системы, опорно-двигательного аппарата, состояние нервно-мышечной проводимости и др. Приведем краткую характеристику некоторых из них.

Электрокардиографический (ЭКГ) метод представляет собой исследование изменения во времени электрического потенциала определенных участков кожи возникающее под действием биоэлектрической активности сердца.

Диапазон изменений амплитуды ЭКГ сигнала составляет 0,3...3,0 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,05...300 Гц.

Используется в кардиологической диагностике для контурного, в том числе и визуального анализа сигнала на коротких записях, автоматизированного поиска и идентификации аномальных участков сигнала при длительной записи (системы Холтеровского мониторирования), определении показателей variability ритма сердца. В системах клинического мониторинга электрокардиографический сигнал используется для отображения на экране монитора с целью визуального наблюдения сигнала в нескольких отведениях, диагностики нарушений ритма, для слежения за показателями variability сердечного ритма, отражающими состояние регуляторных процессов в организме.

Магнитокардиографический метод представляет собой исследование изменения во времени магнитного поля, возникающего вследствие биоэлектрической активности сердца. Регистрируется бесконтактно с помощью магнитометров, преобразующих интенсивность магнитного поля в электрический сигнал. Магнитокардиографический сигнал используется в кардиологической диагностике в частности в перинатологии, для контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, а также для картирования распределения магнитного поля по сердцу.

Электроэнцефалографический метод – представляет собой исследование изменения во времени электрического потенциала определенных участков кожи головы возникающее под действием биоэлектрической активности центральной нервной системы.

Диапазон изменений амплитуды ЭЭГ сигнала составляет 0,002...0,1 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,3...80 Гц. Регистрация и анализ ЭЭГ сигналов используется в диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического анализа амплитуд отдельных частотных компонент сигнала, называемых ритмами, на

коротких записях. Основными ритмами ЭЭГ сигнала являются: альфа-ритм (8...13 Гц), бета-ритм (13...35 Гц) и гамма-ритм (35...80 Гц).

Электроэнцефалография применяется при мониторинге активности центральной нервной системы, в частности, при определении глубины анестезии с помощью биспектрального анализа ЭЭГ сигнала, а также путем оценки вызванных аудиторных биопотенциалов мозга. ЭЭГ сигнал также находит применение в системах человеко-машинных интерфейсов для передачи данных от человека-оператора к управляемому с помощью биосигналов автоматизированному машинному комплексу.

Электрокортикографический метод представляет собой исследование изменения во времени электрического потенциала определенных участков головного мозга с помощью электродов отводящих биопотенциалы непосредственно от коры головного мозга. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3...80 Гц. Электрокортикографический сигнал используется в исследованиях и детальной диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Электромиографический (ЭМГ) метод представляет собой исследование изменения во времени электрического потенциала мышц. Потенциал регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу в проекции исследуемых мышц. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,02...3,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...1000 Гц. Регистрация и обработка ЭМГ сигнала используется в диагностике функционального состояния нервно-мышечной проводимости, состояния опорно-двигательного аппарата в основном, путем анализа топографии и амплитуды сигнала на коротких записях. Используется при исследовании выраженности Н-рефлекса также применяется при мониторинге нервно-мышечной проводимости во время наркоза.

Электроокулографический метод представляет собой исследование изменения во времени корнеоретинального электрического потенциала, вызываемого движением глазного яблока. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу в области век.

Диапазон изменения амплитуды электроокулографического сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...7 Гц. Электроокулографические сигналы используются в диагностике функционального состояния вестибулярного аппарата у человека, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях, в частности, для диагностики нистагма, характеризующего нарушения нормального функционирования организма на вестибулярные воздействия.

Электрогастрографический метод представляет собой анализ изменения во времени электрического потенциала, возникающего при работе

желудочно-кишечного тракта. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу передней брюшной стенки.

Диапазон изменения амплитуды электрогастрографического сигнала составляет 0,2...1,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,05...2,0 Гц. Электрогастрография используется в диагностике функционального состояния желудочно-кишечного тракта, в основном, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Метод кожногальванической реакции (по Тарханову) представляет собой исследование медленного изменения во времени электрического потенциала определенных участков кожи в ответ на психологические тесты. По Фере кожногальваническая реакция проявляется в изменении электрокожного сопротивления. Кожногальваническую реакцию связывают с секреторной деятельностью потовых желез, расположенных под электродами и контролируемые непосредственно ЦНС.

Резкое падение сопротивления кожи является показателем эмоциональной активации в момент принятия решения. Диапазон изменения амплитуды сигнала кожногальванической реакции составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...10 Гц. Регистрация и обработка сигнала кожногальванической реакции используется в диагностике психоэмоционального состояния человека путем контурного анализа сигнала на коротких записях.

Фонокардиографический метод представляет собой исследование изменения во времени акустических (звуковых) проявлений работы сердца. Регистрируется с помощью микрофона, накладываемого на грудь обследуемого в проекции сердца и преобразующего звуковые колебания в электрический сигнал.

Диапазон изменения амплитуды фонокардиографического сигнала в зависимости от типа используемого микрофона составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 20...800 Гц.

Фонокардиография используется в кардиологической диагностике путем контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, часто в совокупности с электрокардиографическими сигналами. В электронных стетоскопах используется для прослушивания сердечных тонов и выявления патологий в биомеханике сердца.

Сфигмографический метод представляет собой исследование изменения во времени колебаний сосудистой стенки. Реализуется с помощью датчиков давления преобразующих колебания сосудистой стенки в электрический сигнал, накладываемых на кожу в местах пролегания сосудов в непосредственной близости от поверхности кожи.

Диапазон изменения амплитуды сфигмографического сигнала в зависимости от применяемого датчика составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц. Регистрация сфигмографических сигналов используется в кардиологической диагностике для контурного анализа сигнала

на коротких записях с целью определения эластических свойств сосудов и дисфункции сосудистого эндотелия, а также в системах неинвазивного мониторинга артериального давления.

2.3 Методы исследования неэлектрических характеристик организма

Следующая группа биосигналов требует для своей регистрации приложения к биологическим тканям внешних физических полей.

Реографический метод представляет собой исследование изменения во времени электрического сопротивления участка биологической ткани, расположенного между измерительными электродами. Для регистрации реографического сигнала через участок исследуемых биологических тканей пропускается переменный электрический ток с частотой порядка сотен кГц и амплитудой не превышающей 1 мА. Амплитуда сигнала измеряется как падение напряжения на участке биологических тканей, расположенных между измерительными электродами и составляет не менее 1 мВ. Частотный диапазон биосигнала составляет 0,3...70 Гц. Методы реографии используются в кардиологической практике для определения параметров центрального кровотока (по Тищенко), например, величины сердечного выброса с помощью дифференциальной реограммы, и параметров периферического кровотока, например, формы пульсовой волны, величины индекса перфузии.

Фотоплетизмографический метод представляет собой исследование изменения во времени объема кровеносного сосуда под действием пульсовых волн. Для регистрации фотоплетизмографического сигнала через исследуемый участок биологических тканей пропускается поток излучения оптического или инфракрасного диапазона. Величина сигнала измеряется как ослабление излучения, проходящего через исследуемый участок биологической ткани, содержащей кровеносный сосуд (или отраженного от участка, исследуемой биологической ткани). Амплитуда сигнала при использовании широкополосного фотоприемника составляет не менее 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц. Методы фотоплетизмографии используются в кардиологической практике для определения параметров периферического кровотока, например, с целью определения эластических свойств сосудов. В клиническом мониторинге используется при построении пульсоксиметров для неинвазивного мониторинга степени насыщения крови кислородом.

Плетизмографический метод представляет собой исследование изменения во времени давления в компрессионной манжетке, охватывающей исследуемый кровеносный сосуд (например, плечевая окклюзионная манжетка). Для регистрации плетизмографического сигнала в компрессионной манжетке создается окклюзионное давление воздуха. Величина сигнала измеряется с помощью датчика давления воздуха, подключаемого к манжетке. Амплитуда изменения сигнала при использовании современных тензометрических датчиков давления составляет порядка 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц.

Методы плетизмографии используется при построении приборов измерения артериального давления крови, а так же при исследовании эластических свойств сосудов.

2.4 Общие сведения о датчиках и измерительных преобразователях биомедицинских сигналов

Измерительное преобразование биосигналов представляет собой преобразование одной физической величины, характеризующей параметры биосигнала, в другую физическую величину, функционально с ней связанную.

Применение измерительных преобразований биосигналов является единственным методом практического построения любых инструментальных систем регистрации и обработки биомедицинской информации.

Измерительный преобразователь (ИП) биосигналов — это техническое устройство, построенное на определенном физическом принципе действия, выполняющее одно частное измерительное преобразование и необходимую обработку сигнала с целью получения выходной величины преобразователя, например, преобразование биоэлектрической активности сердца в электрическое напряжение, ослабление помех и определение частоты сердечных сокращений.

В общем случае измерительный преобразователь представляет собой средство измерения, предназначенное для выработки сигнала измерительной информации в форме, удобной для передачи и дальнейшей обработки, но не поддающейся непосредственному восприятию наблюдателем. Измерительный преобразователь, как правило, содержит в своем составе чувствительный элемент–датчик или сенсор.

Датчик – устройство, преобразующее измеряемую величину в сигнал, удобный для передачи, дальнейшего преобразования или регистрации. Тип и конструкция датчика зависит от вида необходимого преобразования, т.е. определяются конкретными физическими представлениями входного неэлектрического сигнала и выходного электрического сигнала, а также зависят от условий работы датчика. Чувствительный элемент является частью первого в измерительной цепи преобразовательного элемента, находящегося под непосредственным воздействием измеряемой величины. Ключевыми характеристиками датчиков являются пределы измерений, динамические и частотные диапазоны, погрешность измерения, допустимые условия эксплуатации, массогабаритные характеристики.

Датчики систем физиологических измерений должны обладать целым рядом специальных качеств. Независимо от особенностей конкретных технических реализаций они должны обеспечивать:

- 1) получение устойчивого информативного сигнала;
- 2) минимальное искажение полезного сигнала;
- 3) максимальную помехозащищенность;
- 4) удобство размещения в необходимом для измерения месте;

- 5) отсутствие раздражающего или другого действия на организм;
- 6) возможность стерилизации (без изменения характеристик) и многократного использования.

Кроме этого, датчики должны быть по возможности миниатюрными, конструктивно удобными для размещения и фиксации, не иметь острых и выступающих краев, не содержать жидких и полужидких элементов (спирт, масло), по возможности не потреблять энергию и не оказывать энергетического воздействия на объект исследования.

При разработке и выборе биомедицинских датчиков необходимо учитывать прежде всего параметры контролируемого физиологического процесса, а также особенности условий применения. Основными параметрами, характеризующими любой физиологический процесс, с точки зрения разработки датчиков для его контроля являются динамический и частотный диапазоны контролируемых величин.

Датчики и ИП могут быть классифицированы по самым различным принципам: назначению, виду выходного сигнала, принципу действия и т.д. Важнейшим из них является принцип работы датчика. В соответствии с этим критерием датчики медико-биологической информации можно разделить на две группы: биоуправляемые и энергетические. На рис. 2.1 приведена классификационная схема биомедицинских датчиков.

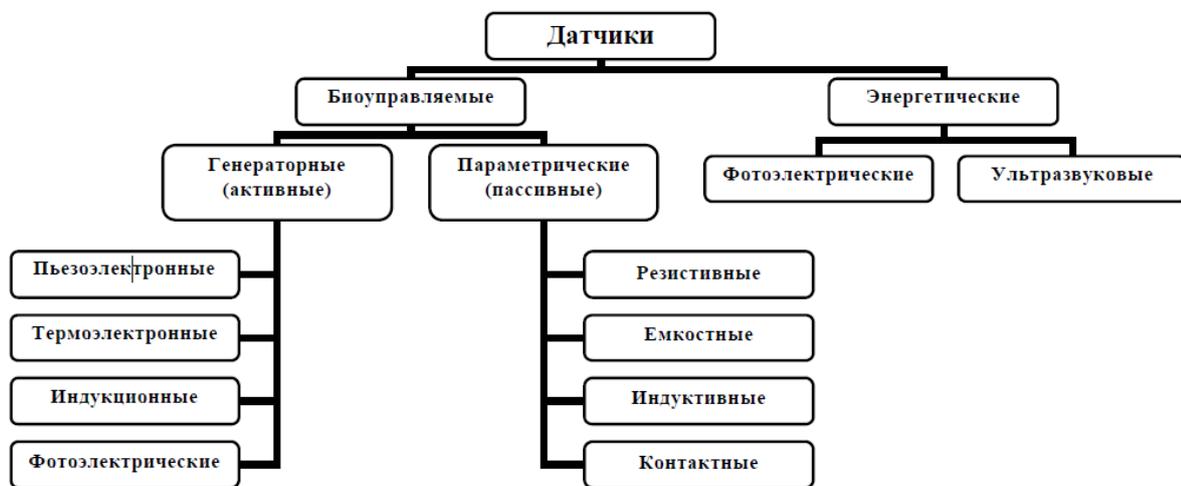


Рисунок 2.1 – Классификация биомедицинских датчиков

Биоуправляемые датчики изменяют свои характеристики непосредственно под влиянием биомедицинской информации, поступающей от объекта измерения. В свою очередь биоуправляемые датчики подразделяются на активные (генераторные) и пассивные (параметрические).

В активных датчиках измеряемый параметр непосредственно преобразуется в электрический сигнал, т.е. под воздействием измеряемой величины активные датчики сами генерируют сигнал соответствующей амплитуды или частоты. По существу здесь совершается в миниатюре процесс

биологического управления: объект управляет работой датчика, заставляя его генерировать электрические сигналы или изменять свои электрические параметры. К таким датчикам относятся пьезоэлектрические, индукционные преобразователи, термоэлементы.

Пассивные датчики под воздействием входной измеряемой величины изменяют свои электрические параметры: сопротивление, емкость или индуктивность. В отличие от активных (генераторных) датчиков пассивные (параметрические) датчики для получения соответствующего значения выходного напряжения или тока включаются в электрическую цепь с внешним источником питания. К таким датчикам можно отнести емкостные, индуктивные, резистивные, контактные датчики.

Энергетические датчики в отличие от биоуправляемых активно воздействуют на органы и ткани. Они создают в исследуемом органе так называемый немодулированный энергетический поток со строго определенными, постоянными во времени характеристиками. Измеряемый параметр воздействует на характеристики этого потока, модулирует его пропорционально изменениям самого параметра. Энергетические информационные преобразователи нуждаются в источнике дополнительной энергии для воздействия на объект и создания немодулированного энергетического потока. Из датчиков такого типа можно указать, к примеру, фотоэлектрические и ультразвуковые.

Измерительные преобразователи по месту, занимаемому в измерительном тракте, делятся на первичные и вторичные. К первичным преобразователям относятся датчики. В них электрический сигнал возникает в результате непосредственного воздействия наблюдаемого явления (микрофоны для записи тонов сердца, потенциометры для регистрации движений).

Вторичные ИП предназначены для преобразования сигнала с датчика в форму, воспринимаемую последующими элементами измерительного тракта и могут быть промежуточными (на основе АЦП, ЦАП и др. преобразователей), масштабными и передающими. Источником биомедицинской информации является собственно организм человека, и, в частности, происходящие в нем процессы, которые характеризуются достаточно большим числом параметров, подлежащих измерению. Эти параметры могут относиться как ко всему организму в целом, так и преимущественно к определенным органам, системам организма или процессам.



Рисунок 2.2 – Обобщенная структурная схема сфигмографического ИП

артериальной пульсации крови

Сфигмографические ИП артериальной пульсации крови включают датчик давления, преобразователь сигнала датчика, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рис. 2.2).

2.5 Виды интроскопии в медицине

Все излучения, используемые в интроскопии, условно делятся на две группы: ионизирующие и неионизирующие. Ионизирующие излучения включают квантовые и корпускулярные излучения. В медицинской интроскопии к квантовым излучениям относят рентгеновское (тормозное) и гамма-излучения, к корпускулярным: потоки электронов, протонов, нейтронов и других частиц.

К неионизирующим излучениям можно отнести:

- ИК излучение;
- резонансное излучение (излучение, возникающее в объекте в постоянном магнитном поле под действием радиочастотных импульсов);
- ультразвуковое излучение.

В современной медицинской интроскопии для преобразования невидимого поля излучения биологических объектов в видимое изображение используется практически весь спектр электромагнитного излучения, от радиоволн до гамма-излучения. Электромагнитное излучение позволяет получать изображение внешних и внутренних структур исследуемого объекта.

Вся шкала в спектре электромагнитного излучения условно подразделена на семь диапазонов (в зависимости от их частоты и длины волны в вакууме): радиоволны, микроволновое излучение, инфракрасные волны, видимые волны, ультрафиолетовые волны, рентгеновские волны, гамма-излучение.

В зависимости от диапазона электромагнитного излучения можно выделить следующие виды медицинской интроскопии:

1. Ядерно-магнитно-резонансная (ЯМР) интроскопия базируется на основе радиоволнового излучения (с длиной волны λ от 5×10^{-5} до 10^{10} м)
2. Инфракрасная интроскопия основана на инфракрасном излучении (с длиной волны λ от 700 до 10^5 нм).
3. Эндоскопическая интроскопия использует диапазон видимого излучения (с длиной волны λ от 400 до 760 нм)
4. Ультрафиолетовая интроскопия использует область ультрафиолетового излучения (с длиной волны λ от 200 до 400 нм).
5. Рентгеновская интроскопия с λ рентгеновского излучения от 80 до 10^{-4} нм.
6. Радионуклидная или радиоизотопная интроскопия на основе гамма-излучения с длиной волны менее 10^{-4} нм.
7. Ультразвуковая интроскопия основана на излучении не электромагнитной, а акустической природы. В ее основе лежат упругие

колебания и волны с частотами более 20 кГц с верхним пределом ультразвуковых частот 10^9 – 10^{13} Гц.

2.5.1 Магнитно-резонансная томография (МРТ). МРТ является одним из наиболее эффективных применений радиоволнового излучения для целей медицинской интроскопии. Это томографический метод исследования внутренних органов и тканей с использованием физического явления ядерного магнитного резонанса. Для получения изображений в МРТ используются постоянное магнитное поле высокой напряженности и комбинации с электромагнитными радиоволнами.

Данный метод позволяет получать без особенного риска для пациента не только высококачественное анатомическое изображение «срезов» частей тела в любой плоскости, но и информацию о «химии» физиологических процессов, о структуре и динамике тканей на молекулярном уровне и, как следствие, принципиально новые возможности для медицинской диагностики.

Томография (греч. *τομή* – сечение) – метод неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта посредством получения большого количества проекций в различных пересекающихся направлениях.

Главными преимуществами метода МРТ являются высокий мягкотканый контраст, что дает возможность получать качественные изображения различных мягких тканей (головного и спинного мозга, позвоночника, суставов, сердца, сосудов, органов брюшной полости за исключением желудка, кишечника и малого таза) без введения контрастного препарата, а также отсутствие лучевой нагрузки.

Физико-математические основы МРТ. Явление ядерно-магнитного резонанса (ЯМР) было открыто в 1946 г. физиками Ф. Блохом и Э. Перселлом. Ф. Блох получил за это открытие Нобелевскую премию по физике в 1952 г. Суть этого феномена состоит в способности ядер некоторых элементов, находящихся под воздействием статического магнитного поля, принимать энергию радиочастотного импульса.

Тело любого биологического объекта, в том числе человека, в основном состоит из биологических жидкостей, жира и воды, которые, в свою очередь, содержат множество атомов водорода. Ядро атома водорода испускает ЯМР сигнал, благодаря этому МР изображение отображает ЯМР сигнал от ядер водорода.

Методом МРТ получают послойные ЯМР изображения или «срезы» тела с определенной толщиной. Срез можно разбить на отдельные элементы объема (воксели). Если рассмотреть воксел при большом увеличении, то можно увидеть его клеточную структуру. Внутри каждой клетки находятся молекулы воды, состоящие из одного атома кислорода и двух атомов водорода. Атом водорода имеет ядро – протон и электрон. Протон электрически заряжен и вращается вокруг собственной оси (имеет спиновый момент). Поэтому атомы водорода обладают магнитными свойствами и имеют магнитный момент.

Магнитный момент атома μ пропорционален квантовому числу I , обычно называемому ядерным спином: $\mu = \gamma I$.

Протоны водорода вращаются вокруг собственных осей и ведут себя подобно стержневым магнитам. В организме человека такие магниты перемешиваются таким образом, что магнитные силы уравниваются.

Когда биологический объект помещают во внешнее магнитное поле B_0 , протоны водорода выстраиваются вдоль магнитного поля параллельно (низкоэнергетическое состояние) и антипараллельно (высокоэнергетическое состояние). При переходе с одного энергетического уровня на другой возникает электромагнитное излучение, поляризованное в плоскости, перпендикулярной B_0 .

В статических условиях макроскопический вектор намагниченности M не создает сигналов, которые могли бы быть зарегистрированы электронным или радиотехническим устройством. На практике для получения сигнала от ядер необходимо облучить объект, помещенный в постоянное магнитное поле, дополнительным поперечным к B_0 радиочастотным (РЧ) полем с амплитудой магнитного поля $B_1 \ll B_0$ и круговой частотой ω_0 . Если частота РЧ сигнала совпадает с параметрами ядра и магнитного поля, то возникает резонанс – атомы элемента поглощают энергию импульса и переходят на более высокий энергетический уровень.

Для получения МРТ изображения недостаточно поместить объект в магнитное поле. Для того чтобы вектор суммарной намагниченности M_z стал испускать сигнал, необходимо послать РЧ импульс с частотой, соответствующей параметрам ядра и магнитного поля. Именно поэтому метод был назван магнитно-резонансной томографией. Только протоны, вращающиеся с частотой РЧ импульса, реагируют на этот РЧ сигнал.

После прекращения действия РЧ импульса протонам предпочтительнее выстраиваться вдоль магнитного поля (находиться в состоянии с низкой энергией). Суммарный вектор намагниченности M_z возвращается в исходное положение равновесия M_0 по направлению оси Z , излучая поглощенную энергию в форме (незначительного) тепла и радиочастотных волн, а поперечная намагниченность M_{xy} – в нулевое значение. Этот процесс называется релаксацией.

Во время процессов релаксации протоны излучают избыточную энергию, полученную от 90°-го РЧ импульса, в виде радиоволн. Для создания изображения необходимо собрать эти волны, прежде чем они исчезнут в пространстве. Это можно осуществить с помощью приемной катушки проводника. Приемная катушка должна быть помещена под определенными углами к главному магнитному полю B_0 .

Для получения отклика от конкретного сечения объекта наряду с однородным и постоянным магнитным полем B_0 используют также дополнительное магнитное поле, создаваемое градиентными катушками.

Создавая определенную последовательность РЧ поля расположенными вокруг объекта изучения градиентными катушками на частоте, соответствующей ларморовской частоте водородных ядер, можно получать сигналы выделенного среза. Изменяя частоту РЧ поля, соответствующую ларморовским частотам вдоль оси Z , можно получить набор откликов от отдельных слоев с различной высотой и шириной. Осуществляя поворот магнитного поля на небольшой угол α вокруг оси Y , можно получить отклики, которые будут соответствовать полоскам среза, повернутым вокруг оси Y . Радиоприемник выделит сигналы так, как будто бы они были строками развертки, ортогональными к обоим полям градиентов, и передаст их в компьютер.

Таким образом, получается набор откликов отдельных полос исследуемого среза, ориентируемых в различных направлениях. Отклик каждой полосы содержит в себе интегральную информацию о распределении плотности резонирующих ядер.

Для вывода изображений срезов объекта на экран компьютера необходимо провести ряд математических расчетов. Конечное изображение является набором РЧ сигналов, испускаемых объектом. Сигналы – это совокупность необработанных данных, заполняющих k -пространство. Комплексный сигнал спада свободной индукции представляют в виде двух компонент: M_x – действительных (RE) и M_y – мнимых (IM) частей сигналов.

Мнимый компонент сигнала IM смещен на 90° относительно действительного RE. Сигналы обоих каналов объединяются в один набор квадратурных действительных и мнимых спектров и затем обрабатываются с помощью преобразования Фурье.

На первом этапе необработанные данные перед преобразованием Фурье умножаются на экспоненциальный конус для сглаживания частотных компонентов спектра путем свертывания их функцией Лоренца.

Далее сигналы подвергаются преобразованию Фурье по направлению Y для извлечения информации о положении по направлению градиента фазового кодирования, затем по направлению X для извлечения частотного компонента информации.

Интенсивность каждого элемента МР изображения (пиксела) пропорциональна интенсивности сигнала от соответствующего элемента объема 3D пространства (воксела) для данной толщины среза. Размер пиксела может быть меньше фактического пространственного разрешения и определяется размером выбранной области пространства и матрицей изображения. Пикселы часто используются для измерения разрешения. Поэтому изображение значений приводится к матрице данных интерполяцией или репликацией пикселов. Репликация (процесс копирования данных из одного источника на множество других и наоборот) пикселов дублирует четные пиксели меньшими нечетными пикселями. Интерполяция пикселов вставляет четные пиксели как усредненные прилежащим к ним нечетным пикселям.

После репликации и интерполяции пикселей получаем четкую картину исследуемого объекта.

Преимущества метода МРТ:

- неинвазивность;
- безопасность электромагнитного излучения;
- высокая чувствительность метода к водороду (контрастность изображения достигается за счет разности в концентрациях водорода в различных участках органов и тканей, фон от костных тканей не мешает получению изображений, так как концентрация водорода в них ниже, чем в окружающих тканях);
- возможность получения изображений практически всех тканей тела за счет изменения времени действия потока РЧ волн с высокой дифференциацией мягких тканей;
- высокая чувствительность метода к химическим связям различных молекул, что повышает контрастность изображения;
- возможность получения трехмерных изображений
- высокая разрешающая способность позволяет исследовать объекты размером в доли миллиметра.

2.5.2 Общие принципы рентгеновской томографии

На обычной рентгенограмме получается суммарное изображение всей толщи исследуемой части тела. Изображение одних анатомических структур частично или полностью накладывается на изображение других, затеняя друг друга. Вследствие этого теряется много важных структурных элементов органов. Томография служит для получения изолированного изображения структур, расположенных в одной плоскости, т.е. как бы расчленения суммарного изображения на составляющие его изображения отдельных слоев объекта.

В рентгеновской томографии пациент всегда неподвижен, в то время как детектор и источник излучения вращаются вокруг него, останавливаясь в определенных положениях. Тогда сколлимированный луч, испущенный источником рентгеновских лучей, пропускается через пациента на детектор. Луч коллимируется для получения двумерного изображения только интересующей части объекта.

Пусть в плоскости А находятся источники рентгеновского излучения, в плоскости С находится фотопленка, а в объект исследования находится в плоскости В (между плоскостями А и С). Источники рентгеновского излучения в плоскости А и фотопленка в плоскости С перемещаются с одинаковой скоростью в противоположных направлениях друг относительно друга, в то время как объект исследования в плоскости В остается неподвижным. При таком перемещении точка пересечения осей источника рентгеновского излучения лежит на плоскости В, поэтому изображение плоскости В, в

частности точек *a* и *b* на фотопленке в плоскости *C*, будет неподвижным и, следовательно, четким. Детали, которые лежат вне плоскости *B*, будут отображаться в различные места фотопленки на плоскости *C*, и их изображение на рентгенограмме окажется нечетким, размазанным за счет движения томографического изображения. Получаемое классическим методом двумерное изображение сечения *B* в конечном итоге все равно остается значительно затененным другими слоями исследуемого объекта. Поэтому возникает необходимость получения большого количества проекций в различных пересекающихся направлениях. Такие послойные рентгенологические исследования проводят без применения компьютеров. **Этот метод называют линейной или классической томографией.**

Существует ряд методик послойной визуализации внутренних органов биологических объектов с помощью компьютерных технологий.

В компьютерной рентгеновской томографии двумерные картины тела биологических объектов получают классическим методом рентгеновской томографии, где, как уже сказано выше, проекции под различными углами получаются за счет вращения источника и детектора вокруг тела. А восстановление изображения осуществляется с помощью компьютерных программ.

Компьютерная рентгеновская томография (КРТ), или **компьютерная томография (КТ),** – это метод рентгеновской томографии, при котором пучок рентгеновского излучения проходит через тонкий слой тела пациента в разных направлениях в общей сложности под углом 360° . Используется параллельная коллимация, чтобы сформировать пучок лучей в виде тонкого веера, что определяет толщину сканируемого слоя. Проходя через ткани, излучение ослабляется соответственно плотности и атомному составу этих тканей. Ослабленную интенсивность излучения на выходе из тела пациента измеряют детекторы, каждый из которых преобразует энергию излучения в электрические сигналы.

Математическая реконструкция изображений (обратное преобразование Радона) позволяет рассчитать локальные ослабления излучения в каждой точке среза. Эти коэффициенты локального ослабления пересчитываются в КТ-числа и, наконец, преобразуются в ступени серой шкалы, которые выводятся на экран компьютера, формируя изображение. Эти сигналы отражают степень ослабления пучка рентгеновских лучей и степень поглощения излучения. При КТ-сканировании объем сканируется последовательно, продвигаясь на один срез за каждый шаг. Для распознавания поражения необходимо получение несколько срезов (как правило, 5–10), их выполняют на расстоянии 5–10 мм друг от друга. В КТ выделяют следующие способы сбора данных: пошаговое, спиральное и многослойное сканирование.

Рассмотрим общие принципы построения томографических изображений. В основе построения томографических изображений лежит задача получения двумерного изображения поперечного сечения исследуемого объекта. Эту

задачу можно решить в два этапа. На первом этапе формируются проекционные данные, а затем по этим данным происходит реконструкция изображения поперечного сечения. **Существуют два основных метода реконструкции изображений** – метод обратных проекций и метод свертки, основанные на преобразовании Радона и алгебраическом методе.

Таким образом, идея обратного проецирования состоит в том, что оценку плотности распределения вещества $f(x,y)$ в любой точке с координатами (x,y) находят путем суммирования лучей, проходящих через эту точку. Для этого необходимо проинтегрировать проекционные данные по углам, вычислить интеграл в преобразовании Радона и затем провести обратное проецирование.

Алгоритм операции свертки подобен методу обратного проецирования. Он является одной из возможных реализаций решения интегрального преобразования Радона. И заключается в том, что одномерные проекции изображения объекта для определенного угла Θ при обратном проецировании распространяют вдоль выбранного направления на весь объект; далее все значения одномерных проекций для каждой точки (x,y) объекта суммируются.

Высокие диагностические возможности КТ проявляются при острых и старых травмах, острых и хронических болях в суставах, нарушении осанки и болях в позвоночнике. Технология высокоразрешающей компьютерной томографии позволила значительно расширить уровень диагностики заболеваний легких и средостения. КТ является совершенным методом для обследования пациентов с заболеваниями ЛОР-органов: носа, околоносовых пазух, глотки, гортани, уха.

Компьютерная томография широко используется в медицине для нескольких целей:

1. Как скрининговый тест. В медицине используется для исключения потенциально серьезного диагноза в группах риска.
2. Для диагностики по экстренным показаниям
3. КТ для плановой диагностики.
4. Для контроля результатов лечения.
5. Для проведения лечебных и диагностических манипуляций, например пункция под контролем компьютерной томографии и др.

Таким образом, **содержание курса «Биомедицинские приборы и датчики»** представляется следующим.

- 1 Введение в курс. Классификация биомедицинских приборов и датчиков.
- 2 Виды физических сигналов, характеризующих организм человека.
- 3 Приборы для исследования биоэлектрической активности организма.
- 4 Приборы, аппараты и датчики для исследования неэлектрических характеристик организма.
- 5 Приборы медицинской интроскопии.
- 6 Комплексы и приборы для лабораторного анализа.
- 7 Микроэлектронные и наноэлектронные сенсоры для медико-биологических исследований.

3 МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ПРАКТИЧЕСКИХ ЗАНЯТИЙ

Как указывается в рабочей программе курса «Биомедицинские приборы и датчики», в итоге изучения этой дисциплины студенты должны кроме получения знаний, умений и навыков для работы с имеющимися биомедицинскими приборами, приобрести компетенции в разработке новых устройств медицинской электроники, проведения НИОКР.

Однако прежде всего необходимо ознакомить студентов с теоретическими вопросами выбранной темы практического занятия, медико-биологическими особенностями реализации данной задачи, описанием работы существующих приборов и датчиков. Провести обсуждение возможностей усовершенствования типового медико-биологического прибора с учетом применения новейшей элементной базы, новых схемотехнических и конструктивных решений. Провести схемную и конструктивную проработку отдельных узлов, блоков и прибора в целом.

3.1 Темы проведения практических занятий

1. Методы и приборы неинвазивного измерения давления (пальпаторный, аускультативный, осциллометрический, фотоплетизмографический и др. Ознакомление со схемной и конструктивной проработкой портативного прибора для измерения давления крови, приобретение навыков работы.

2. Приборы и аппараты для исследования электрических характеристик организма: Модель сердца как электрического диполя. Описание приборов для измерения электрокардиограмм. Схемная и конструктивная проработка портативного прибора для измерения ЭКГ, кардиотахометра, приобретение навыков работы с ЭКГ электронной медицинской платформы Mysignals.

3. Приборы и аппараты для исследования электрических характеристик организма. Биопотенциалы мозга. Измерение биопотенциалов мозга. Электроэнцефалограф. Ознакомление со схемными и конструктивными решениями, беспроводного портативного электроэнцефалографа NeoRecCap8, приобретение навыков работы.

4. Приборы и аппараты для исследования неэлектрических характеристик организма. Измерение частоты и объема дыхания. Спирометр. Ознакомление со схемными и конструктивными решениями приборов измерения частоты и объема дыхания и приобретение навыков работы с электронной медицинской платформой Mysignals.

5. Приборы и аппараты для исследования неэлектрических характеристик организма. Спектрофотометрическая оксиметрия. Ознакомление со схемными и конструктивными решениями датчиков и приобретение навыков работы с электронной медицинской платформой Mysignals.

6. Радионуклидная интроскопия. Описание функционирования существующих устройств радионуклидной интроскопии, обсуждение возможностей их усовершенствования. Ознакомление с приборами пассивной радиоизотопной диагностики психофизического состояния организма человека. Приобретение навыков работы с приборами.

7. Инфракрасная интроскопия. Ознакомление с устройством и работой тепловизора. Приобретение навыков работы.

4 МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

Как известно, рабочие программы подготовки магистров составлены так, что объем лекционных часов незначителен, так как большую часть времени отводится на практические (семинарские) занятия и на самостоятельную работу.

Таким образом, для выравнивания неоднородной подготовки магистрантов и освоения всего объема курса необходимо обязать студентов в рамках самостоятельной работы подтянуть свои знания до условного базового уровня и усвоить неохваченный в лекциях материал. Реализация такой траектории обучения осложняется противоречием между необходимостью усвоения учащимися большого количества материала, его сложностью и низким уровнем познавательной активности.

Одним из методов активизации познавательной деятельности может являться интерактивное обучение, которое направлено, главным образом, не на изложение преподавателем готовых знаний, их запоминание и воспроизведение, а на самостоятельное овладение учащимися знаниями и компетенциями в процессе активной практической деятельности.

В данных методических указаниях рекомендуется следующая методика организации самостоятельной работы. Выделяются темы, неохваченные или частично охваченные лекционными и практическими занятиями.

По выбранным темам **каждый магистрант** должен полномасштабно подготовиться, составить сценарий и провести практическое занятие с элементами интерактивной технологии преподавания.

Ниже приводится краткое описание такого занятия (в качестве примера) по курсу «Биомедицинские приборы и датчики», тема: «Методы и приборы измерения артериального давления».

4.1 Сценарий проведения практического занятия студентом по материалам самостоятельной работы

Теоретическая часть. Магистрант, выступающий в качестве преподавателя, знакомит обучающихся с некоторыми теоретическими проблемами гемодинамики: с ламинарным и турбулентным течениями

жидкостей, влиянием вязкости на течение жидкости, некоторыми моделями кровообращения.

Знакомит обучающихся с неинвазивными методами измерения артериального давления: пальпаторным, аускультативным, осциллометрическим, фотоплетизмографическим, объемной и аппланационной сфигмографией и др.

Учебный материал при этом доводится до студентов традиционно с помощью презентации и с использованием учебной доски.

После презентации, выступающий отвечает на возникшие у слушателей вопросы и переходит к практической части занятия.

Практическая часть. Заранее на столах учебной аудитории выставляются приборы для измерения артериального давления, реализующие вышеперечисленные методы.

Студенты имеют возможность свободно подходить к каждому прибору, знакомиться с его работой и получать практические навыки. Магистрант, проводящий занятие, инструктирует обучающихся и контролирует правильность использования приборов и технику безопасности.

В процессе демонстрации работы приборов автор презентации задает вопросы обучающимся по медицинским аспектам характеристик артериального давления, сущности используемых в приборах методов измерения, их преимуществам и недостаткам и др.

Далее рассматривается и обсуждается функциональная схема одного из приборов, реализующих автоматизированное измерение артериального давления (см. рис. 4.1)

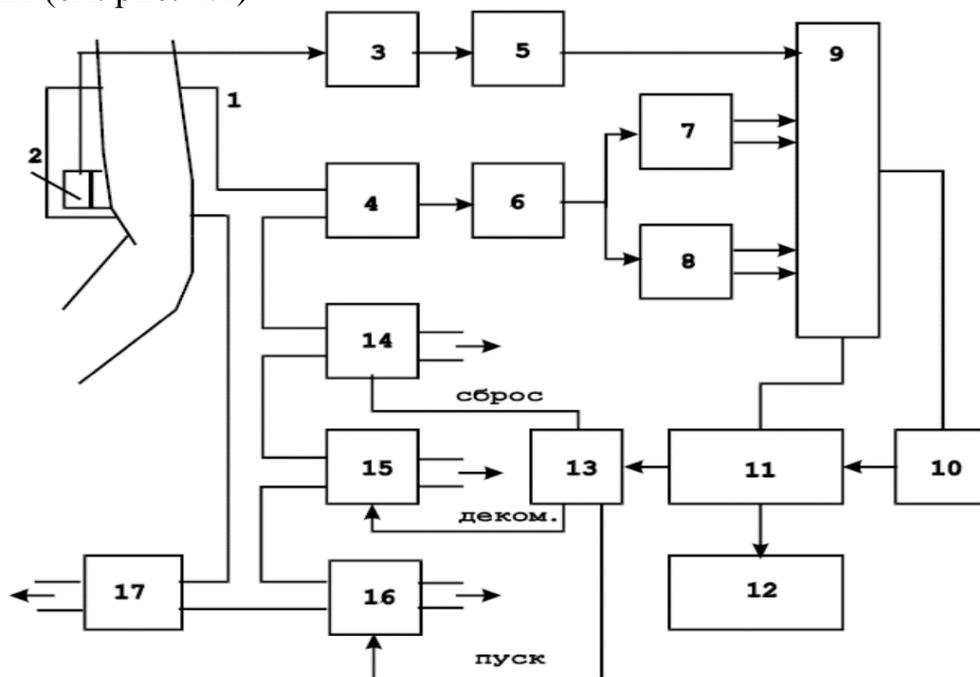


Рисунок 4.1 – Функциональная схема монитора АД, реализующая аускультативный и осциллометрический методы,

Аускультативный измерительный канал монитора содержит дифференциальный акустический датчик (2), встроенный в нижнюю часть плечевой окклюзионной манжетки (1), усилитель разностного акустического сигнала (3) и фильтр тонов Короткова (5). Воздушная магистраль, соединенная с манжеткой, состоит из компрессора (16), создающего максимальное давление в манжетке, обычно выбираемое на 20...30 мм рт. ст. выше конечного систолического давления крови. Клапаны, включенные в магистраль, служат для быстрого сброса давления (14), плавной декомпрессии (15), предохранения магистрали от избыточного давления (17).

Осциллометрический канал содержит датчик давления (4) тензометрического типа, соединенный с манжеткой (1), который преобразует давление в манжетке в электрический сигнал, усиливаемый дифференциальным каскадом (6). Постоянная составляющая сигнала, пропорциональная постоянной составляющей давления в манжетке, выделяется усилителем постоянного тока с ФНЧ (7), выделение и усиление сигнала пульсаций давления осуществляется с помощью усилителя с ФВЧ (8). Контроллер (11), включающий процессор, ОЗУ, ПЗУ, соединен с дисплеем и осуществляет управление элементами воздушной магистрали, а также мультиплексором (9) и АЦП (10). Сочетание аускультативного и осциллометрического каналов позволяет реализовать гибкие алгоритмы определения параметров АД – значений систолического, диастолического, среднего давления, и тем самым повысить точность измерений и их надежность. Так, среднее АД измеряется осциллометрическим методом, даже в тех случаях, когда звуковые сигналы тонов очень слабы.

Затем обсуждаются вопросы конкретной схематической и конструктивной реализации данного прибора и возможности его модернизации.

Кроме того, рассматривается измеритель артериального давления, входящий в многофункциональную электронную платформу MySignals, его работа в автономном и сетевом режимах, см. рис. 4.2.

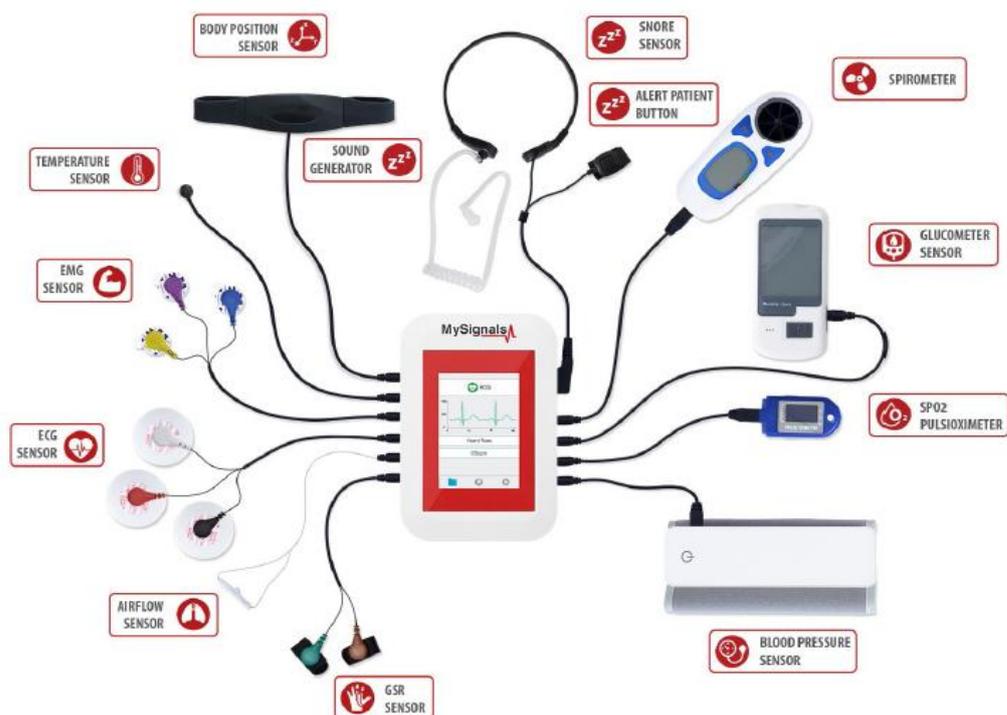


Рисунок 4.2 – Возможности электронной медицинской платформы MySignals

Далее студенты знакомятся с современными методиками структурирования и сохранения медицинских данных в облаке.

Таким образом, благодаря рассмотренному педагогическому приему использования интерактивных средств, обучение магистрантов по данной дисциплине более эффективно, что будет способствовать достижению лучших образовательных результатов и повышению конкурентоспособности выпускников магистратуры на рынке труда.

4.2 Темы заданий для самостоятельной работы студентов

1. Приборы измерения артериального давления.
2. Измерение частоты дыхания.
3. Измерение объема дыхания.
4. Приборы измерения скорости кровотока и объема крови.
5. Приборы для измерения электрокардиограмм.
6. Электромиография.
7. Измерение ЧСС.
8. Энцефалография.
9. Приборы для измерения электрических характеристик биологически активных точек.
10. Измерение сахара в крови. Глюкометры.
11. Пульсовая оксиметрия
12. Приборы КВЧ-терапии.
13. Приборы аэроионотерапии.

14. Приборы контроля за содержанием вредных веществ в воде и воздухе.
15. Электростимуляторы центральной нервной системы, ЖКТ.
16. Инфракрасная интроскопия.
17. Радионуклидная интроскопия.
18. Импедансная интроскопия.
19. Датчики слабых световых сигналов.
20. Наносенсоры.

5 СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Рангайян, Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А. П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
2. Гусев, В. Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него / В. Г. Гусев – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.
3. Бриндли, К. Измерительные преобразователи / К. Бриндли – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 144 с.
4. Федотов А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. / Федотов А.А., Акулов С.А. – М.: Радио и связь, 2013. – 248 с. – ISBN 978-5-89776-016-9
5. Орлов, В. В. Плетизмография: Методы и применение в экспериментальных и клинических исследованиях / В. В. Орлов – М.: Изд-во АН СССР, 1961. – 251 с.
6. Эман, А.А. Биофизические основы измерения артериального давления / А.А. Эман – Л.: Медицина, 1983. – 128 с.
7. Утямышев, Р.И. Радиоэлектронная аппаратура для исследования физиологических процессов /Р.И. Утямышев – М.: Энергия, 1969. – 348 с.
8. Марченко Е.С. Основы медицинской интроскопии: учебное пособие. – Томск: Издательский Дом ТГУ, 2018. – 156 с.
9. Уэстбрук К. Магнитно-резонансная томография: практическое руководство / Уэстбрук К., Каут Рот К., Тэлбот Д.; пер. с англ. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2012. 448 с.
10. Постнов В.Н. Наносенсоры в биологии и медицине: принципы работы и перспективы применения / Постнов В.Н., Королев Д.В., Галагудза М.М [и др.] // Биоэлектроника и биосенсорика. – 2013. – №2 (26). – С.17 – 26.
11. Улин С.Е., Михайлов В.Н., Никитаев В.Г. Физические методы медицинской интроскопии: учеб. пособие. М.: МИФИ, 2009. – 308 с.
12. Морозов С.П., Насникова И.Ю., Синицын В.Е. Мультиспиральная компьютерная томография / под ред. С.К. Тернового. М.: ГОТАР-Медиа, 2009. – 132 с.