

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«СЕВЕРО-КАВКАЗСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Медицинская электроника

Методические указания по выполнению лабораторных работ

Направление подготовки 03.03.02 Физика
Направленность (профиль)
«Медицинская физика»

Тема 1. Общие сведения о медицинской аппаратуре. Этапы развития медицинской аппаратуры.

Цели и задачи: формирование общенаучной методологической компетенции, предполагающей знание современных концептуальных подходов к исследованию вопросов изучения методикой нарушения сердечного ритма, методов регистрации, работы дефибрилляторов, электрокардиостимуляторов и других медицинских генераторов импульсов

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

- знать механизм действия медицинских электронных приборов (дефибриллятора, кардиостимулятора), их применение в медицине (ОПК-3)
- уметь использовать базовые теоретические знания для решения профессиональных задач, сформировать понимание основных физиологических процессов, происходящих в миокарде (ОПК-3)
- владеть основами представлениями о происхождении нарушениями сердечного ритма и проводимости, методами их инструментальной коррекции. (ОПК-3)

Актуальность темы:

Тема дает возможность изучить механизмы нарушения сердечного ритма и проводимости, позволит решать вопрос о выборе метода оказания неотложной помощи пациентам с нарушениями сердечного ритма, а также освоить методику применения дефибриллятора.

Теоретическая часть

Разбор структурной схемы и устройства дефибриллятора. Изучение инструкции по применению прибора.

Разбор электрокардиограмм, на которых зарегистрированы различные нарушения сердечного ритма и проводимости.

Под нарушением сердечного ритма понимают любой сердечный ритм, отличающийся от нормального частотой, регулярностью и источником возбуждения сердца, а также нарушением связи или последовательности между активацией предсердий и желудочков.

КЛАССИФИКАЦИЯ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА И ПРОВОДИМОСТИ

1. Нарушение образования импульса.

- 1.1. Нарушение автоматизма синусового узла.
 - 1.1.1. Синусовая тахикардия.
 - 1.1.2. Синусовая брадикардия.
 - 1.1.3. Синусовая аритмия.
 - 1.1.4. Синдром слабости синусового узла
- 1.2. Эктопические комплексы или ритмы вследствие относительного или абсолютного преобладания автоматизма подчиненных центров
- 1.3. Эктопические ритмы, преимущественно не связанные с нарушением автоматизма.
 - 1.3.1. Экстрасистолия.
 - 1.3.1.1. Предсердная экстрасистолия.
 - 1.3.1.2. Экстрасистолия из АВ-соединения.
 - 1.3.1.3. Желудочковая экстрасистолия.
 - 1.3.2. Пароксизмальные тахикардии.
 - 1.3.2.1. Суправентрикулярная пароксизмальная тахикардия.
 - 1.3.2.2. Желудочковая пароксизмальная тахикардия.

1.3.3. Фибрилляция и трепетание предсердий

2. Нарушения проводимости

- 2.1. Синоаурикулярная блокада
- 2.2. Межпредсердная блокада
- 2.3. Атриовентрикулярная блокада.
 - 2.3.1. Атриовентрикулярная блокада I степени.
 - 2.3.2. Атриовентрикулярная блокада II степени.
 - 2.3.3. Атриовентрикулярная блокада III степени.
- 2.4. Блокада ножек пучка Гиса.
 - 2.4.1. Блокада правой ножки пучка Гиса.
 - 2.4.1.1. Неполная блокада правой ножки пучка Гиса.
 - 2.4.1.2. Полная блокада правой ножки пучка Гиса.
 - 2.4.2. Блокада левой ножки пучка Гиса.
 - 2.4.2.1. Неполная блокада левой ножки пучка Гиса.
 - 2.4.2.2. Полная блокада левой ножки пучка Гиса.
 - 2.4.2.3. Блокада передне-верхнего разветвления
 - 2.4.2.4. Блокада задне-нижнего разветвления
- 2.5. Синдромы предвозбуждения желудочков (WPW, CLC, LGL и др.)

3. Комбинированные нарушения ритма и проводимости

- 3.1. Парасистолия
- 3.2. Эктопические ритмы с блокадой выхода
- 3.3. Атриовентрикулярные диссоциации

Синдром нарушения ритма сердца составной частью входит в синдром поражения сердечной мышцы и обуславливает его отдельные клинические проявления.

По данным современной электрофизиологии, синдром нарушения ритма сердца проявляется нарушением образования импульса, нарушением проведения импульса и комбинацией этих нарушений.

1. Синдром нарушения образования импульса.

В этот синдром входят следующие симптомы: нарушения автоматизма синусового узла: синусовая тахикардия, синусовая брадикардия, синусовая аритмия, а также эктопические ритмы, преимущественно не связанные с нарушением автоматизма (симптом экстрасистолии, пароксизмальной тахикардии и др.)

Синусовая тахикардия – это увеличение частоты сердечных сокращений от 90 до 140-160 в минуту при сохранении правильного синусового ритма. В основе ее лежит повышение автоматизма основного водителя ритма - синоатриального узла. Причинами синусовой тахикардии могут быть различные эндогенные и экзогенные влияния: физическая нагрузка и умственное напряжение, эмоции, инфекция и лихорадка, анемия, гиповолемия и гипотензия, дыхательная гипоксемия, ацидоз и гипогликемия, ишемия миокарда, гормональные нарушения (тиреотоксикоз), медикаментозные влияния (симпатомиметики, ...). Синусовая тахикардия может быть первым признаком сердечной недостаточности. При синусовой тахикардии электрические импульсы обычным путем проводятся по предсердиям и желудочкам.

Синусовая брадикардия – это уменьшение частоты сердечных сокращений до 59-40 в минуту при сохранении правильного синусового ритма. Синусовая брадикардия обусловлена понижением автоматизма синоатриального узла. Основной причиной синусовой брадикардии является повышение тонуса блуждающего нерва. В норме часто встречается у спортсменов, однако, может встречаться и при различных заболеваниях (микседема, ишемическая болезнь сердца и т.д.). ЭКГ при синусовой брадикардии мало, чем отличается от нормальной, за исключением более редкого ритма.

Синусовая аритмия – это неправильный синусовый ритм, характеризующийся периодами постепенного учащения и урежения ритма. Синусовая аритмия обусловлена нерегулярным образованием импульсов в синоатриальном узле, вызванным дисбалансом вегетативной нервной системы с отчетливым преобладанием ее парасимпатического отдела. Чаще всего встречается дыхательная синусовая аритмия, при которой ЧСС увеличивается на вдохе и уменьшается на выдохе.

Синдром слабости синусового узла – это сочетание электрокардио- графических признаков, отражающих структурные повреждения синусового узла, его неспособность нормально выполнять функцию водителя ритма сердца и (или) обеспечивать регулярное проведение автоматических импульсов к предсердиям. Чаще всего он наблюдается при заболеваниях сердца, ведущих к развитию ишемии, дистрофии, некрозу или фиброзу в области синоатриального узла.

Эктопические комплексы или ритмы вследствие относительного или абсолютного преобладания автоматизма подчиненных центров.

В случае угнетения автоматизма синусового узла до уровня более низкого, чем автоматизм латентных водителей ритма, либо при блокаде проведения синусовых импульсов которые по каким либо причинам своевременно не достигают гетерогенных центров, включается естественный механизм защиты, направленный против асистолии – физиологическая система «выскальзывания». Длительность интервала выскальзывания, то есть время от начала основного комплекса до начала выскальзывающего удара, соответствует автоматизму подчиненного центра. Монотопные выскальзывающие комплексы имеют равные интервалы выскальзывания. Политопные выскальзывающие удары отличаются не только своей формой, но и длительностью интервалов выскальзывания. Усиление автоматической активности подчиненных центров распознается на ЭКГ по укорочению интервалов выскальзывания в сравнении с физиологическими (должными) величинами. Однако в отличие от экстрасистол ускоренные выскальзывающие удары приходят не преждевременно, а с некоторым запаздыванием по отношению к очередному потенциальному комплексу основного ритма. Три и более следующих друг за другом быстрых выскальзывающих удара формируют ускоренный выскальзывающий ритм или непароксизмальную эктопическую тахикардию.

Эктопические ритмы, преимущественно не связанные с нарушением автоматизма.

Экстрасистолия – преждевременное возбуждение всего сердца или его отдела, обусловленное механизмом повторного входа волны возбуждения или повышенной осцилляторной активностью клеточных мембран, возникающими в синусовом узле, предсердиях, АВ-соединении или различных участках проводящей системы желудочков. Различают синусовые, предсердные, из АВ-соединения и желудочковые экстрасистолы.

Предсердная экстрасистолия – это преждевременное возбуждение сердца, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы предсердий.

Экстрасистолия из АВ-соединения – это преждевременное возбуждение сердца, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из атриовентрикулярного соединения. Эктопический импульс, возникающий в АВ-соединении, распространяется в двух направлениях: сверху вниз по проводящей системе к желудочкам (в связи с этим, желудочковый комплекс экстрасистолы не отличается от желудочковых комплексов синусового происхождения) и ретроградно снизу вверх по АВ-узлу и предсердиям, что приводит к формированию отрицательных зубцов Р".

Желудочковая экстрасистолия – это преждевременное возбуждение сердца, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы желудочков.

Пароксизмальная тахикардия – это внезапно начинающийся и так же внезапно заканчивающийся приступ учащения сердечных сокращений до 140-250 в минуту при сохранении в большинстве случаев правильного регулярного ритма. Эти преходящие

приступы могут быть неустойчивыми (нестойкими) длительностью менее 30 с и устойчивыми (стойкими) продолжительностью 30 с.

Важным признаком пароксизмальной тахикардии является сохранение в течение всего пароксизма (кроме первых нескольких циклов) правильного ритма и постоянной частоты сердечных сокращений, которая в отличие от синусовой тахикардии не изменяется после физической нагрузки, эмоционального напряжения или после инъекции атропина. В настоящее время выделяют два основных механизма пароксизмальных тахикардий: 1) механизм повторного входа волны возбуждения (re-entry); 2) повышение автоматизма клеток проводящей системы сердца - эктопических центров II и III порядка.

В зависимости от локализации эктопического центра повышенного автоматизма или постоянно циркулирующей возвратной волны возбуждения (re-entry) выделяют предсердную, атриовентрикулярную и желудочковую формы пароксизмальной тахикардии. Поскольку при предсердной и атриовентрикулярной пароксизмальной тахикардии волна возбуждения распространяется по желудочкам обычным путем, желудочковые комплексы в большинстве случаев не изменены. Основными отличительными признаками предсердной и атриовентрикулярной форм пароксизмальной тахикардии, выявляемыми на поверхностной ЭКГ, являются различная форма и полярность зубцов P", а также их расположение по отношению к желудочковому комплексу QRS. Однако, очень часто на ЭКГ, зарегистрированной в момент приступа, на фоне резко выраженной тахикардии выявить зубец P не удастся. Поэтому, в практической электрокардиологии предсердную и атриовентрикулярную формы пароксизмальной тахикардии часто объединяют понятием наджелудочковая (суправентрикулярная) пароксизмальная тахикардия, тем более, что медикаментозное лечение обеих форм во многом схожее (применяются одни и те же препараты).

Суправентрикулярная пароксизмальная тахикардия – это внезапно начинающийся и также внезапно заканчивающийся приступ учащения сердечных сокращений до 140-250 в минуту при сохранении правильного ритма; неизмененные желудочковые комплексы QRS, похожие на комплексы QRS, регистрировавшиеся до приступа пароксизмальной тахикардии, отсутствие зубца P на ЭКГ или наличие его перед либо после каждого комплекса QRS.

Желудочковая пароксизмальная тахикардия. При желудочковой пароксизмальной тахикардии источником эктопических импульсов является сократительный миокард желудочков, пучок Гиса или волокна Пуркинье. В отличие от других тахикардий, желудочковая тахикардия имеет худший прогноз в связи со склонностью переходить в фибрилляцию желудочков, либо вызывать тяжелые нарушения кровообращения. Как правило, желудочковая пароксизмальная тахикардия развивается на фоне значительных органических изменений сердечной мышцы. В отличие от суправентрикулярной пароксизмальной тахикардии при желудочковой тахикардии ход возбуждения по желудочкам резко нарушен: эктопический импульс вначале возбуждает один желудочек, а затем с большим опозданием переходит на другой желудочек и распространяется по нему необычным путем.

Трепетание предсердий – это значительное учащение сокращений предсердий (до 250-400) в минуту при сохранении правильного регулярного предсердного ритма.

Непосредственными механизмами, ведущими к очень частому возбуждению предсердий при их трепетании, является либо повышение автоматизма клеток проводящей системы, либо механизм повторного входа волны возбуждения - re-entry, когда в предсердиях создаются условия для длительной ритмичной циркуляции круговой волны возбуждения. В отличие от пароксизмальной наджелудочковой тахикардии, когда волна возбуждения циркулирует по предсердиям с частотой 140-250 в минуту, при трепетании предсердий эта частота выше и составляет 250-400 в минуту.

3.2. Мерцание (фибрилляция) предсердий, или мерцательная аритмия, – это такое нарушение ритма сердца, при котором на протяжении всего сердечного цикла

наблюдается частое (от 350 до 700) в минуту беспорядочное, хаотичное возбуждение и сокращение отдельных групп мышечных волокон предсердий. При этом, возбуждение и сокращение предсердия как единого целого отсутствует.

В зависимости от величины волн различают крупно- и мелковолнистую формы мерцания предсердий. При крупноволнистой форме амплитуда волн f превышает 0,5 мм, их частота - 350-450 в минуту; они появляются с относительно большей правильностью. Такая форма мерцательной аритмии чаще встречается у больных с выраженной гипертрофией предсердий, например, при митральном стенозе. При мелковолнистой форме фибрилляции предсердий частота волн f достигает 600-700 в минуту, их амплитуда меньше 0,5 мм. Нерегулярность волн выражена резче, чем при первом варианте. Иногда волны f вообще не видны на ЭКГ ни в одном из электрокардиографических отведений. Эта форма мерцательной аритмии часто встречается у пожилых людей страдающих кардиосклерозом.

Нарушения проводимости

Замедление или полное прекращение проведения электрического импульса по какому-либо отделу проводящей системы получило название блокады сердца. Также как и синдром нарушения образования импульса данный синдром входит в синдром нарушения ритма сердца.

Синдром нарушения проведения импульса включает в себя атриовентрикулярные блокады, блокады правой и левой ножек пучка Гиса, а также, нарушения внутрижелудочковой проводимости.

По своему генезу блокады сердца могут быть функциональными (вагусными) - у спортсменов, молодых людей с вегетативной дистонией, на фоне синусовой брадикардии и в других подобных случаях; они исчезают при физической нагрузке или внутривенного введения 0,5-1,0 мг атропина сульфата. Вторая разновидность блокады - органическая, которая и имеет место при синдроме поражения мышцы сердца. В некоторых случаях (миокардит, острый инфаркт миокарда) она появляется в остром периоде и проходит после лечения, в большинстве случаев, такая блокада становится постоянной (кардиосклероз).

Синоаурикулярная блокада. Проявляется в более медленном, чем в норме, выходе из синусового узла импульса или в полной его остановке. По существующей классификации различают три степени СА-блокады. Первая степень связана с замедлением выхода импульсов из синусового узла и на обычной ЭКГ не может быть распознана. Вторая степень характеризуется периодическим прекращением выхода импульсов из синусового узла и обнаруживается на ЭКГ периодическим исчезновением одного, двух и более предсердно – желудочковых комплексов. Третья степень или полная СА-блокада характеризуется постоянным отсутствием проведения импульсов из синусового узла к предсердия. В этом случае, на ЭКГ будут отсутствовать синусового происхождения предсердно – желудочковые комплексы и будет регистрироваться изоэлектрическая линия, что соответствует остановке сердца. Однако, в благоприятных случаях, вместо синусового ритма, в результате активации нижерасположенных водителей сердечного ритма, будет регистрироваться замещающий ритм, например из АВ-соединения. Аналогичная симптоматика может быть и при остановке (отказе) синусового узла. Различить эти синдромы можно только при помощи специальных электрофизиологических исследований проводящей системы сердца. ЭКГ – признаки: после ряда комплексов синусового происхождения, регистрируется изоэлектрическая линия, кратная нескольким интервалам RR. Пауза прерывается либо возобновлением синусового ритма, либо замещающими сокращениями или замещающим ритмом.

Межпредсердная блокада – это замедление проводимости по пучкам, соединяющим правое и левое предсердия. На ЭКГ регистрируются уширенные ($\geq 0,12$ с) и расщепленные зубцы P.

Атриовентрикулярная блокада – это частичное или полное нарушение проведения электрического импульса от предсердий к желудочкам. Причиной хронического или «идиопатического» нарушения атриовентрикулярной проводимости может быть с одной стороны дегенеративный процесс, вовлекающий обе ножки пучка Гиса – развивается у лиц молодого и среднего возраста, с другой – прогрессирующий склероз сердечного скелета; изменения захватывают область атриовентрикулярного соединения, область бифуркации пучка Гиса и обе его ножки. Коронарная патология ответственна в первую очередь за возникновение острых АВ-блокад, чаще всего осложняющих заднедиафрагмальные инфаркты миокарда. Среди других причин АВ-блокад выделяют кардиомиопатии и миокардиты, обезызввление ключевых участков проводящей системы. В меньшей степени причинами АВ-блокад являются коллагенозы, саркоидоз, опухоли, амилоидоз, острый ревматизм, травмы, определенные формы мышечной дистрофии и пр.

Атриовентрикулярная блокада I степени – это удлинение интервала PQ более 0,18 – 0,20 сек. Замедление атриовентрикулярной проводимости может встречаться у здоровых людей, а также при миокардитах, кардиосклерозе, передозировке некоторых медикаментов.

Атриовентрикулярная блокада II степени – это периодически возникающее прекращение проведения отдельных импульсов от предсердий к желудочкам. Различают два основных типа атриовентрикулярной блокады II степени - тип Мобитца I (с периодами Самойлова-Венкебаха) и тип Мобитца II.

Атриовентрикулярная блокада III степени характеризуется полным прекращением проведения импульсов от предсердий к желудочкам. Существование двух независимых ритмов: синусового для предсердий и эктопического для желудочков из центров II или III уровня. Чем ниже располагается эктопический центр для желудочков, тем реже (медленнее) его ритм.

Блокада ножек и ветвей пучка Гиса – это замедление или полное прекращение проведения возбуждения по одной, двум или трем ветвям пучка Гиса. При полном прекращении проведения возбуждения по той или иной ветви или ножке пучка Гиса говорят о полной блокаде. Частичное замедление проводимости свидетельствует о неполной блокаде ножки.

Блокада правой ножки пучка Гиса – это замедление или полное прекращение проведения импульса по правой ножке пучка Гиса.

Неполная блокада правой ножки пучка Гиса – это замедление проведения импульса по правой ножке пучка Гиса.

Блокада левой ножки пучка Гиса – это замедление или полное прекращение проведения импульса по левой ножке пучка Гиса.

Неполная блокада левой ножки пучка Гиса – это замедление проведения импульса по левой ножке пучка Гиса.

Полная блокада левой ножки пучка Гиса – это прекращение проведения импульса по левой ножке пучка Гиса.

Блокада передне-верхнего разветвления. В связи с тем, что левая ножка разделяется на два разветвления: передне-верхнюю и задне-нижнюю выделяют блокады передней и задней ветвей левой ножки пучка Гиса. При блокаде передне-верхней ветви левой ножки пучка Гиса нарушено проведение возбуждения к передней стенке левого желудочка. Возбуждение миокарда левого желудочка протекает как бы в два этапа: вначале возбуждаются межжелудочковая перегородка и нижние отделы задней стенки, а затем передне-боковая стенка левого желудочка.

Блокада задне-нижнего разветвления. При блокаде левой задней ветви пучка Гиса изменяется последовательность охвата возбуждением миокарда левого желудочка. Возбуждение беспрепятственно проводится вначале по левой передней ветви пучка Гиса, быстро охватывает миокард передней стенки и только после этого по анастомозам волокон Пуркинье распространяется на миокард задне-нижних отделов левого желудочка.

Особое значение в диагностике пароксизмальных тахикардий отводится тахикардиям связанным с преждевременным возбуждением желудочков – синдромом WPW (Wolf-Parkinson-Whaite). Клинико-электрокардиографический синдром WPW является результатом проведения импульса к желудочкам через добавочные пучки, которые связывающие предсердия с желудочками, минуя атриовентрикулярное соединение.

Комбинированные нарушения ритма.

Парасистолия. Для парасистолы характерны три классических электрокардиографических признака: 1) непостоянство предэктопических интервалов; 2) сливные комплексы; 3) так называемое правило общего делителя, которое гласит, что кратчайший интервал между двумя парасистолами (автоматизм парацентра), определяемый по ЭКГ или расчетным способом, укладывается целое число раз во все другие, более продолжительные межэктопические интервалы.

Сердце способно выполнять свою важную функцию по перекачке крови только при синхронизированном действии волокон сердечных мышц. Быстрое распространение потенциалов действия по поверхности предсердий заставляет эти две камеры сердца одновременно сокращаться и выталкивать кровь через два предсердно-желудочковых клапана в желудочки. Мощные желудочковые мышцы синхронно возбуждаются и прокачивают кровь через большой и малый круги кровообращения. Нарушения синхронности называются фибрилляцией. Во время фибрилляции вместо нормальных ритмических сокращений предсердий или желудочков появляются быстрые нерегулярные судорожные подергивания мышечных стенок. При предсердной фибрилляции желудочки еще могут функционировать относительно нормально, но они откликаются на несинхронизированную электрическую стимуляцию из предсердий неправильным ритмом. Таким образом, при предсердной фибрилляции циркуляция крови сохраняется, несмотря на отсутствие регулярной систолы предсердий.

Желудочковая фибрилляция значительно более опасна, так как при этом состоянии желудочки становятся неспособными перекачивать кровь, и если фибрилляция не устраняется, то через несколько минут наступает смерть. Поэтому пациент, у которого есть риск развития фибрилляции желудочков, должен находиться под непрерывным наблюдением медицинского персонала.

До конца 1950-х годов лечение фибрилляции сердца осуществлялось только механическими методами (непрямой массаж сердца) или медикаментозно. Пауль Золь (англ.) первым предложил в 1956 году использовать электрический ток для воздействия на сердечную мышцу в случае фибрилляции, продемонстрировал первый успешный опыт при операции на открытом сердце и с применением переменного тока напряжением 110 Вольт непосредственно к сердечной мышце. В 1959 году, на основании его публикации, Бернард Лоун поставил задачу добиться более эффективного и менее травмирующего воздействия электрическим током, для чего стал ставить эксперименты на животных. Результатом его исследований стала форма одиночного импульса, в дальнейшем известная как «Lown waveform» (англ.) - одиночный синусоидальный импульс с полупериодом около 5 миллисекунд. В серийном устройстве импульс генерировался разрядом предварительно заряженных до 1000 Вольт конденсаторов через индуктивную катушку и электроды. Продолжая исследования, Лоун привлёк к сотрудничеству инженера Беркович Баро (англ.), который по представленным Лоуном спецификациям и разработал первый прототип дефибриллятора, под названием «кардиовертер» (*cardioverter*). Этот первый аппарат, весивший 27 килограмм, обеспечивал импульс энергией 100 Джоулей для применения на открытом сердце и регулируемый импульс 200-400 Джоулей для наружного трансгрудного применения.

Дефибриллятор (defibrillator) — прибор, использующийся в медицине для электроимпульсной терапии нарушений сердечного ритма. В основе дефибриллятора используется способность конденсатора заряжаться и разряжаться. Электрическая энергия накапливается в конденсаторе (на одной пластине создается избыток, а на другой дефицит электронов). К торсу пациента прикладываются пластины или электроды (как правило, это металлические пластинки с изолированными ручками), которые вместе с торсом пациента (тело является проводником 2 рода) и проводами образуют замкнутую электрическую цепь. При замыкании переключателя через тело пациента проходит ток. Электрическая энергия быстро передается от дефибриллятора к пациенту, тем самым осуществляя терапевтическое воздействие.

Основные показания к дефибрилляции: фибрилляция желудочков, аритмии. Первая попытка дефибрилляции должна быть начата с 4000 В, при последующих попытках заряд увеличивается до 5000-7000 В. Электроды должны быть увлажнены и во время разряда плотно прижаты к грудной клетке. Во время проведения разряда нужно соблюдать технику безопасности, отсоединять регистрирующие устройства и аппараты искусственной вентиляции лёгких. Дефибрилляция еще известна, как кардиоверсия.

Другим вариантом является наложение электродов на переднюю поверхность грудной клетки и на спину. Этот метод позволяет лечить аритмии, которые возникают вследствие нарушения деятельности предсердий.

Дефибрилляторы используются также для перевода других потенциально опасных аритмий в нормальный сердечный ритм или в такой ритм, которым легко управлять. Разряд дефибриллятора можно использовать для преобразования тахикардии в нормальный ритм. В отличие от ЭКГ при желудочковой фибрилляции, ЭКГ при тахикардии содержит комплекс QRS. Чтобы избежать возможности возникновения желудочковой фибрилляции из-за подачи импульса постоянного тока при кардиоверсии, разряд должен быть синхронизирован с ЭКГ. Оптимальными для разряда являются моменты времени в течение или сразу после спадающего фронта зубца R, когда сердце находится в абсолютном рефрактерном периоде. Такая синхронизация гарантирует, что электрический разряд не наступит во время, соответствующее середине зубца T, которое называется периодом уязвимости миокарда. В течение этого времени, так как сердце находится в относительно рефрактерном периоде, оно может быть подвержено желудочковой фибрилляции при проведении искусственной стимуляции. В современных дефибрилляторах предусмотрены средства синхронизации разрядного импульса с ЭКГ пациента. Сигнал ЭКГ подводится к усилителю либо от монитора для наблюдения за пациентом, либо от кабеля ЭКГ. При применении соответствующих программ дефибриллятор будет разряжаться только в необходимых участках электрокардиографической кривой. Включение переключателя приведет к разряду дефибриллятора при последующем появлении зубца R.

Электрокардиостимулятор (ЭКС) (искусственный водитель ритма – медицинский прибор, позволяющий генерировать искусственные стимулирующие импульсы, предназначенные для воздействия на ритм сердца. Основной задачей кардиостимулятора (водителя ритма) является поддержание или навязывание частоты сердечных сокращений пациенту, у которого или сердце бьётся недостаточно часто, или имеется электрофизиологическое разобщение между предсердиями и желудочками (атриовентрикулярная блокада). Также имеются специальные (диагностические) наружные кардиостимуляторы для проведения нагрузочных функциональных проб.

Наружная кардиостимуляция используется для первичной стабилизации больного, но она не исключает имплантацию постоянного кардиостимулятора. Методика заключается в размещении двух пластин стимулятора на поверхности грудной клетки. Один из них обычно располагается на верхней части грудины, второй - слева сзади практически на уровне последних ребер. При прохождении электрического разряда между

двумя пластинами он вызывает сокращение всех мышц, расположенных на его пути, в том числе сердца и мышц грудной стенки.

Пациент с наружным стимулятором не может быть оставлен без присмотра на длительное время. Если пациент находится в сознании, применение этого вида стимуляции вызовет у него дискомфорт вследствие частого сокращения мышц грудной стенки. К тому же стимуляция мышц грудной стенки ещё не означает стимуляцию сердечной мышцы. В целом метод недостаточно надёжен, поэтому применяется редко.

Временная эндокардиальная стимуляция (ВЭКС) Стимуляция производится через зонд-электрод, проведённый по центральному венозному катетеру в полость сердца. Операция установки зонда-электрода проводится в стерильных условиях, наилучшим вариантом является использование для этого одноразовых стерильных наборов, включающих собственно зонд-электрод и средства его доставки. Дистальный конец электрода устанавливается в правом предсердии или правом желудочке. Проксимальный конец снабжен двумя универсальными клеммами для подключения к любому пригодному наружному стимулятору.

Временная кардиостимуляция часто используется для спасения жизни пациента, в том числе как первый этап перед имплантацией постоянного водителя ритма. При определённых обстоятельствах (например, в случае острого инфаркта миокарда с преходящими нарушениями ритма и проводимости или в случае временных нарушений ритма и проводимости вследствие передозировки медикаментов) пациент после осуществления временной стимуляции может переведён на постоянную.

Имплантация постоянного кардиостимулятора — это малое оперативное вмешательство, оно проводится в рентгенооперационной, как правило под местным обезболиванием. Операция включает несколько этапов: разрез кожи и подкожной клетчатки, выделение одной из вен (чаще всего *головной*, она же *v.cephalica*), проведение через вену одного или более электродов в камеры сердца под рентгеновским контролем, проверку параметров установленных электродов с помощью наружного прибора (определение порога стимуляции, чувствительности и др.), фиксацию электродов в вене, формирование в подкожной клетчатке ложа для корпуса кардиостимулятора, подключение стимулятора к электродам, ушивание раны.

Вопросы и задания

1. Каковы причины нарушения сердечного ритма (аритмий)? Назвать виды нарушений сердечного ритма
2. Какова структурная схема устройства дефибриллятора?
3. При каких нарушениях сердечного ритма применяется дефибрилляция?
4. При каких нарушениях сердечного ритма применяется кардиостимуляция?
5. Какова структурная схема кардиостимулятора?
6. Какие виды кардиостимуляции вы можете назвать?

Список литературы

Основная 1,3

Дополнительная 1,2

Интернет ресурсы 1, 2

Тема 2. Электрический сигнал и медицинская информация. Биоэлектрические потенциалы.

Давление крови и кровотоки. Методы изучения пульсового кровенаполнения сосудов.

Цели и задачи: формирование общенаучной методологической компетенции, предполагающей знание современных концептуальных подходов к исследованию основных гемодинамических параметров сердечно-сосудистой системы, бескровными

методами определения общего и органного кровотока, разобрать структурную схему реографа, формирование реограммы.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

- знать механизм формирования пульсовой кривой, основные гемодинамические параметры (ОПК-3)

- уметь использовать базовые теоретические знания для решения профессиональных задач, сформировать понимание основных физиологических процессов, происходящих в миокарде (ОПК-3)

- владеть основными представлениями о формировании кровотоков в человеческом теле, методами их регистрации, представлениями о медицинских электронных приборах, при помощи которых можно неинвазивными методами составить представление о кровенаполнении органов (ОПК-3)

Актуальность темы:

Тема дает возможность изучить формирование кровотоков в человеческом теле, методы их регистрации, составить представление о медицинских электронных приборах, при помощи которых можно неинвазивными методами составить представление о кровенаполнении органов, а также определить основные гемодинамические параметры.

Теоретическая часть

Ознакомление со структурной схемой реографа. Разбор конкретных примеров реограмм.

Сердце среднего взрослого человека в состоянии покоя перекачивает от 5 до 6 л крови в минуту, а так как полный объем крови в среднем около 5 л, то это значит, что в состоянии покоя каждую минуту происходит полная циркуляция крови. При тяжелой нагрузке скорость циркуляции значительно увеличивается. В любой момент 75-80 % объема крови находится в венах, около 20% – в артериях, остальная кровь – в сосудах системы микроциркуляции.

Циркуляция крови в системе кровообращения происходит в результате давления, развиваемого при сокращении мускулатуры левого желудочка. На рис. 6.1 показаны типичные значения давления в левом предсердии, левом желудочке и аорте. Для сравнения на том же графике приведены кривые ЭКГ и записи токов сердца.

При рассмотрении кривой для аорты можно заметить, что во время систолы выброс крови из левого желудочка вначале происходит быстро. По мере того как скорость изменения давления уменьшается, кривая загибается и образуется скругленный максимум. Максимальное давление в аорте во время систолы зависит от систолического ударного объема левого желудочка, максимального значения скорости выброса крови и от эластичности стенок аорты. В больном сердце за счет изменения сократимости желудочка и жесткости атеросклеротических артерий происходит нежелательное повышение давления крови.

Когда систолический период завершается, клапан аорты закрывается обратным давлением крови (против хода клапана). На кривой этот эффект обозначен как дикротический зубец. Когда клапан полностью закрывается, артериальное давление постепенно уменьшается, по мере того как кровь растекается по бесчисленным сосудам периферической системы. Скорость уменьшения давления определяется давлением, достигнутым во время интервала систолы, скоростью протекания через оказывающие сопротивление периферические сосуды и интервалом диастолы.

Форма импульса артериального давления изменяется по мере его прохождения через артерии. Воздействие стенок артерии вызывает затухание и отражения. По мере того как артерии ветвятся на более мелкие артерии с меньшей площадью поперечного сечения, давление и объем крови изменяются, следовательно, изменяется и скорость

потока. Максимальное систолическое давление становится немного больше, а диастолическое – более выравненным, плоским. Среднее давление в некоторых артериях (например, в брахиальной артерии) может превышать давление в аорте на 20 мм рт. ст.

По мере того как поток крови поступает в меньшие артерии и артериолы, давление уменьшается и теряет колебательный характер. Давление в артериолах может изменяться от 60 до 30 мм рт. ст. По мере того как кровь поступает в венозную систему после протекания по капиллярам, давление спадает до 15 мм рт. ст.

В венозной системе давление в венах уменьшается до 8 мм рт. ст., а в венах до 5 мм рт. ст. В поллой вене давление составляет всего лишь 2 мм рт. ст. Вследствие такой разницы в давлениях процесс и результаты измерений артериального давления разительно отличаются от измерения венозного давления. Например, ошибка в 2 мм рт. ст. при измерении систолического давления приводит к искажению результатов лишь на 1,5%. При измерении давления в вене это может дать ошибку 100%. Различием в давлении обусловлена разница в толщине стенок артерии (толстые) и вен (тонкие). Более того, вены имеют больший внутренний диаметр. Так как около 80% объема крови содержится в венозной системе, то вены служат как бы резервуаром для снабжения тела кровью.

Систолическое давление крови нормального взрослого человека, измеряемое на артерии руки от 95 до 140 мм рт. ст. Для сравнения укажем, что в аорте и в левом желудочке ожидаемое давление 130/75 мм рт.ст., в левом предсердии – 9/5 мм рт.ст., в правом желудочке – 25/0 мм рт.ст., в правом предсердии – 3/0 мм рт.ст. и в легочной артерии 25/12 мм рт.ст.

В условиях кардиологических отделений стационаров давление крови измеряют в различных камерах сердца и в различных точках системы кровообращения.

Поток крови в любой точке системы кровообращения представляет собой объем крови, который проходит через данную точку в единицу времени. Обычно он измеряется в миллиметрах в минуту или в литрах в минуту. Поток крови больше всего в легочной артерии и в аорте там, где эти кровеносные сосуды отходят от сердца. Поток в этих точках, называемый *объемом сердечного выброса*, для нормального взрослого человека в состоянии покоя 3,5 – 5 л/мин. В капиллярах поток крови может быть настолько медленным, что под микроскопом можно наблюдать перемещение отдельных клеток крови.

Зная работу сердца или поток крови в данном сосуде, можно определить другие показатели работы сердца. Объем сердечного выброса, деленный на число сердечбиений в минуту, определяет количество крови, выбрасываемое во время каждого сердцебиения, или *ударный объем*. Если известен общий объем крови в циркуляционной системе, то, поделив его на объем сердечного выброса, мы получим *среднее время циркуляции*. Поделив поток крови через сосуд на площадь его поперечного сечения, мы можем определить *среднюю скорость кровотока в данной точке*.

Поток крови в артериях имеет пульсирующий характер. В действительности в некоторых кровеносных сосудах во время определенных интервалов цикла сердцебиения поток крови может иметь противоположное направление. Вследствие эластичности стенок кровеносные сосуды имеют тенденцию сглаживать пульсации потока крови и кровяного давления.

Поток крови зависит от давления крови и от сопротивления, которое оказывают потоку кровеносные сосуды, точно так же, как электрический ток зависит от напряжения и сопротивления.

Сопротивление потоку в капиллярах велико, однако оно может меняться в широких пределах. Под воздействием низких температур или определенных лекарственных и наркотических средств (например, никотина) поток крови через кожу уменьшается, так как сужаются сосуды (капилляры). Нагревание, возбуждение или локальное воспаление, как и некоторые другие факторы, могут вызвать расширение сосудов (капилляров), что

увеличивает поток крови, по крайней мере локально. Вследствие широких вариаций возможных значений сопротивления потоку крови определение только одного значения давления крови недостаточно для определения состояния циркуляционной системы.

Скорость крови не постоянна по сечению сосуда, а зависит от расстояния до его стенок. Около самой стенки скорость равна нулю, наибольшая скорость в центре сосуда. Некоторые измерители потока крови измеряют вместо потока крови среднюю скорость движения крови. Если, однако, площадь поперечного сечения кровеносного сосуда известна, то эти приборы можно прокалибровать непосредственно в единицах потока крови.

Если локальная скорость крови превышает определенный предел (это может случиться, например, когда кровеносный сосуд сжат), то могут возникать небольшие завихрения и *ламинарный поток* превращается в *турбулентный*, для которого определить скорость потока труднее.

Прямые количественные измерения потока крови в определенных сосудах проводятся методом дуплексного сканирования. Также для индикации значительного потока крови в сосуде или в органе тела можно использовать качественные измерения. Работа сердца, ударный объем, общий объем крови и среднее время циркуляции измеряют с помощью стандартных процедур. Среди других параметров и показателей, связанных с работой сердца и потоком крови, укажем изменение размеров желудочков в процессе полного цикла работы сердца, *скорость распространения пульсовой волны* (скорость, с которой артериальный импульс распространяется от сердца к некоторой точке артериальной системы) и оценки зонального потока крови.

Принципиальной основой метода реографии является зависимость изменения сопротивления от изменения кровенаполнения в изучаемом участке тела человека. Человеческое тело на две трети состоит из жидкостей, в которых в разной концентрации растворены соли. Его можно рассматривать как некоторый объем электролита, помещенный в кожаный сосуд. Таким образом, человеческое тело представляет собой объемный проводник электричества. Живые ткани организма являются проводниками электрического тока. При этом разные ткани обладают разной электропроводностью, или разным электрическим сопротивлением. Наименьшим сопротивлением обладают жидкие среды организма, в первую очередь кровь. Известно, что под влиянием сердечной деятельности электрическое сопротивление органов и тканей изменяется. Во время систолы сердце выталкивает в артериальное русло некоторый объем крови, образуя пульсовую волну. В момент расширения сосудов сопротивление тканей уменьшается, а в момент сужения увеличивается.

Более полное представление о пульсовых колебаниях электрического сопротивления получают при учете базового сопротивления исследуемого участка зондирующему току высокой частоты. Если через какой-то участок тела пропускать безвредный для организма переменный электрический ток высокой частоты (порядка 500 кГц) и малой силы (не более 10 мА) и одновременно регистрировать электрическое сопротивление этого участка, то окажется, что такое сопротивление будет постоянно меняться в связи с прохождением по тканям пульсовой волны. Чем больше кровенаполнение тканей, тем меньше их сопротивление.

Полный импеданс (сопротивление) состоит из двух величин, постоянный или базовый импеданс, обусловленный общим кровенаполнением тканей и их сопротивлением, и переменный или пульсовой импеданс, вызванный колебаниями кровенаполнения во время сердечного цикла. Величина пульсового импеданса ничтожно мала и составляет 0,5-1 % общего импеданса. Вместе с тем пульсовой импеданс составляет объект изучения для реографии.

Реография (другое наименование импедансная плетизмография) - это бескровный метод исследования общего и органного кровообращения, основанный на регистрации

колебаний сопротивления живой ткани организма переменному току высокой частоты (до 500 Гц силой не более 10 мА), создаваемому специальным генератором.

В зависимости от конкретной клинической задачи применяется определенная зона исследования, и соответственно место наложения электродов. Поэтому различают реографию сосудов головы (реоэнцефалография), сосудов конечностей (реовазография), легких (реопульмонография), сосудов печени (реогепатография), исследование кровенаполнения сердца (реокардиография, прекардиальная реография, тетраполярная реография) и др.

Реограмма – это кривая, отражающая пульсовые колебания электрического сопротивления. При увеличении кровенаполнения сопротивление зондирующему току снижается, на регистрируемой кривой имеет место возрастание амплитуды, другими словами, регистрируется динамика импеданса в обратной полярности.

Реографическая кривая (рис.6.2) обусловлена главным образом колебаниями кровенаполнения сосудов и отражает состояние артериальной системы. В отличие от электрокардиографии и электромиографии, основанных на регистрации электрических процессов, возникающих в исследуемом органе, реография отражает колебания переменного электрического тока, пропускаемого через исследуемую область.

Реограмма любой области, кроме сердца, напоминает обычную сфигмограмму. Она состоит из анакроты (восходящей части), вершины и катакроты (нисходящей части), на которой располагаются 1 – 3 дополнительные волны. Амплитуда систолической волны отражает пульсовой прирост объема крови, интенсивность артериального кровенаполнения. Вершина реограммы соответствует моменту, когда приток крови равен оттоку, скорость кровенаполнения равна нулю. Нисходящая часть реограммы пологая и характеризует венозный отток. На катакrote может быть несколько дополнительных волн, но одна из них наибольшая и соответствует диастолической волне периферической сфигмограммы. Систолическому подъему может предшествовать пресистолическая волна. Вид ее различен – от небольшой зазубрины до хорошо выраженной волны, равной $1/4$ основной волны. Пресистолическую волну связывают с сокращением предсердий.

Дифференциальная реограмма или первая производная от реографической волны характеризует скорость изменения кровенаполнения исследуемой области, позволяя получить сведения о тонусе сосудов изучаемой области.

Основными факторами, определяющими вид реограммы органа, являются состояние сердца, скорость кровотока в органе (при увеличении скорости течения крови ее удельное сопротивление уменьшается), плотность и химический состав крови, толщина и упругость (эластичность) стенок кровеносных сосудов, геометрия органа.

Реограмма зависит также от частоты сердечных сокращений. При брадикардии вершина ее более закруглена, амплитуда выше, чем при тахикардии.

Качественная и количественная оценка реограмм сводится к измерению и описанию амплитудных и временных отрезков кривой, которые отражают состояние тонуса сосудов, их эластичность, величину объема крови, выбрасываемого сердцем в сосуды в момент сокращения. Кроме того, вычисляются специальные реографические показатели.

Качественная оценка реограмм состоит в изучении регулярности пульсовых волн, их внешнего вида, крутизны подъема и спуска, характера вершины, выраженности инцизуры и ее высоты, наличия и выраженности дополнительных волн, места их расположения на нисходящем отрезке кривой. Учитывается симметричность записи (при регистрации реограммы на конечностях).

Количественная оценка реограмм. В литературе описано свыше 40 различных показателей количественной оценки реограмм. Однако чаще всего рассчитываются следующие реографические показатели:

- реографический индекс (РИ) — отношение амплитуды систолической волны реограммы (в омах или миллиметрах) к величине калибровочного сигнала (в омах или милли-

метрах). Этот показатель характеризует величину и скорость систолического притока крови в исследуемую область, амплитуда кривой измеряется от изолинии до высшей точки реограммы;

- время максимального систолического кровенаполнения сосуда — интервал от начала реограммы до ее вершины. Эта фаза подразделяется на периоды быстрого и медленного кровенаполнения;
- время быстрого наполнения — интервал от начала подъема реограммы до точки на объемной кривой, на которой проецируется максимальный пик дифференциальной реограммы. Этот показатель характеризует состояние тонуса сосудистой стенки;
- время медленного наполнения определяют как разность между временем быстрого и общего наполнения;
- время общего наполнения – интервал от начала подъема до инцизуры — отражает общее время систолического притока крови в данную сосудистую область;
- время нисходящей части реограммы, за которое происходит возвращение пульсовой волны от максимальной точки до изолинии. Этот показатель позволяет судить о тоне, эластичности и кровенаполнении вен;
- коэффициент (Aa/cD) - отношение амплитуды систолической волны к амплитуде диастолической волны (отражает соотношение артериального и венозного кровотока);
- дикротический индекс (ДКИ) — отношение высоты инцизуры над изолинией к высоте систолической волны реограммы, отражает состояние тонуса мелких вен.

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

Биологические ткани, в том числе ткани тела человека, способны проводить электрический ток. Основными носителями заряда в них являются ионы. Наибольшей удельной электропроводимостью, то есть наименьшим удельным сопротивлением, обладают ярко выраженные электролиты - спинномозговая жидкость и кровь. Жировая, костная ткани, а также сухая кожа, имеют очень малую электропроводность.

Рассмотрим простейшую схему измерения сопротивления какого-либо органа или участка тела. Если изменяется сила тока, протекающая через участок тела и измеряемая миллиамперметром, и напряжение между электродами, измеряемое вольтметром, то сопротивление должно изменяться в такт с сердечными сокращениями, поскольку во время них происходят изменения кровенаполнения этого участка.

Однако, практически эти изменения так малы (десятые доли Ом и меньше), что не могут быть надежно зарегистрированы на фоне большого общего сопротивления участка (обусловленного большим сопротивлением кожи, межтканевых границ раздела, переходным сопротивлением кожа-электрод и др.). Кроме того, истинное сопротивление участка тела на постоянном токе вообще трудно зарегистрировать из-за возникающей поляризации тканей и появления дополнительных зарядов на электродах.

По этим причинам в медицинской реографии не используется постоянный ток, а вместо него применяется переменный ток большой частоты (порядка 100 кГц). При подаче на электроды переменного напряжения в цепи исследуемого объекта протекает переменный ток.

В тканях тела человека структур, обладающих индуктивными свойствами, не обнаружено. Однако клеточные мембраны, а также границы раздела между различными тканями в определенном смысле подобны конденсаторам (при прохождении тока в них возникает двойной электрический слой зарядов), поэтому любой участок тела обладает более или менее значительной электрической емкостью. Известно, что присутствующая в электрической цепи емкость оказывает переменному электрическому току сопротивление, величина которого обратно пропорциональна частоте тока (т.е. чем выше частота, тем меньше сопротивление). В медицинской реографии используются частоты переменного

тока порядка 100 кГц. При столь больших частотах общее сопротивление исследуемого органа или участка тела уменьшается и в значительно большей степени зависит от кровенаполнения органа. Поэтому относительные изменения сопротивления во время сердечных сокращений становятся большими, и их регистрация значительно облегчается. Причем эти изменения практически определяются лишь изменением активной составляющей полного импеданса исследуемого органа, так как емкостная составляющая на используемых частотах при изменении кровенаполнения изменяется совершенно незначительно.

Другим важным преимуществом переменного тока является то, что на больших частотах его раздражающее действие уменьшается. А именно: величина плотности порогового тока в диапазоне частот 50 - 300 кГц увеличивается прямо пропорционально частоте тока. Так, на частоте реографии ~ 100 кГц - плотность тока обычно не превышает 0,2 мА/см². Такой ток, как правило, не ощущается пациентом, и реографическое обследование является абсолютно безвредным и может повторяться многократно.

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

Тетраполярная грудная реография используется для косвенного неинвазивного определения основных показателей центральной гемодинамики – ударного и минутного объемов и общего периферического сопротивления. Грудные реограммы регистрируют с помощью тетраполярного реографа.

Реовазография – это регистрация кровенаполнения различных сосудистых областей. Наибольшее практическое значение имеет исследование сосудов нижних конечностей. В этих случаях для записи РВГ используют лентообразные электроды, которые устанавливают в проксимальной и дистальной частях конечности симметрично справа и слева.

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

Реоэнцефалография используется для косвенной оценки кровенаполнения сосудов головы. Для регистрации реоэнцефалограммы мозга электроды располагают симметрично справа и слева на лобной кости и в области сосцевидного отростка.

Для дифференцирования органических и функциональных нарушений кровообращения применяют фармакологические пробы (эуфиллин, нитроглицерин и др.), а также наклоны и повороты головы.

Качественный и количественный анализ реоэнцефалограммы позволяет выявить:

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

Так, например, при стенозе крупных артерий реоэнцефалограмма отличается низкой амплитудой, уплощенной вершиной, плохо выраженной инцизурой и диастолической (дикротической) волной.

Выраженные атеросклеротические изменения сосудов головного мозга, ведущие к снижению их эластичности, сопровождаются появлением аркообразной формы кривой с

плохо выраженной дикротической волной, поздним началом подъема систолической волны и уменьшением индекса эластичности.

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

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

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

Таким образом, метод реографии позволяет неинвазивными методами определять пульсовое кровенаполнение органов, состояние сосудистой стенки, а также оценивать изменения тонуса сосудов и их кровенаполнения в процессе лечения пациентов.

Вопросы для самоконтроля.

1. Как изменяется давление в аорте в различные фазы сердечного цикла?
2. Каковы основные параметры сердечно-сосудистой системы?
3. На чем основан принцип метода реографии?
4. Как функционирует преобразователь реографа?
5. Какова структурная схема реографа?
6. Какие можно назвать виды реографии?
7. Что такое качественная оценка реограммы?

Список литературы

Основная 1,3

Дополнительная 1,2

Интернет ресурсы 1,2

Тема 3. Электрокардиография.

Ультразвуковые методы исследования.

Цели и задачи: формирование общенаучной методологической компетенции, предполагающей знание современных концептуальных подходов к исследованию биоакустических измерений и ультразвуковой медицинской техники.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

- знать диагностические ультразвуковые приборы, физические принципы и методы их работы, типы датчиков, применяемых для регистрации биоакустических сигналов. (ОПК-3,)

- уметь использовать базовые теоретические знания для решения профессиональных задач, сформировать понимание основных физиологических процессов, происходящих в миокарде (ОПК-3)

- владеть основными представлениями о применении ультразвуковых методов исследования при исследовании различных органов и систем организма, методами эхокардиографии, ультразвукового исследования сосудов (ОПК-3)

Актуальность темы:

Тема дает возможность изучить основы ультразвуковой диагностики, помогает сформировать представление о структуре паренхиматозных органов, их кровоснабжения параметры.

Теоретическая часть

Ультразвуком называют механические колебания и волны, частоты которых более 20 кГц. Верхний предел ультразвуковых частот условно считают равным $10^9 - 10^{10}$ Гц.

По своей физической природе ультразвук представляет собой упругие волны и в этом он не отличается от звука. Частотная граница между звуковыми и ультразвуковыми волнами условна; она определяется субъективными свойствами человеческого слуха и соответствует усреднённой верхней границе слышимого звука. Однако благодаря более высоким частотам и, следовательно, малым длинам волн, имеет место ряд особенностей распространения ультразвука. Ультразвук в газах и, в частности, в воздухе распространяется с большим затуханием. Жидкости и твёрдые тела (в особенности монокристаллы) представляют собой, как правило, хорошие проводники ультразвука, затухание в них значительно меньше. Так, например, в воде затухание ультразвука при прочих равных условиях приблизительно в 1000 раз меньше, чем в воздухе. Поэтому области использования ультразвука средней частоты и ультразвука высокой частоты относятся почти исключительно к жидкостям и твёрдым телам, а в воздухе и газах применяют только ультразвук низкой частоты.

Источником ультразвука могут быть как естественные явления, так и искусственные установки - генераторы ультразвука. Естественными источниками УЗ являются животные, издающие ультразвук (кузнечики, саранча, сверчки, летучие мыши, дельфины). Все эти животные воспроизводят ультразвук и воспринимают его специальными рецепторными аппаратами. Например, летучие мыши издают ультразвук с частотой 70-80 кГц. Издаваемые ими колебания отражаются от окружающих предметов и воспринимаются специальными механорецепторами как своеобразные сигналы о лежащих на пути препятствиях. С помощью своего ультразвукового локаатора летучие мыши очень точно ориентируются в полете. Ультразвук воспринимают не только летучие мыши и некоторые насекомые, но и дельфины, киты, кошки, собаки, грызуны, лягушки. Источником ультразвука может быть и неживая природа: шум ветра, водопады, морской прибой. Ультразвук возникает также при работе ракетных двигателей, некоторых двигателей и станков.

Основной метод излучения ультразвука – преобразование тем или иным способом электрических колебаний в колебания механические.

Для излучения ультразвука средних частот и ультразвука высоких частот используется главным образом явление пьезоэлектричества. Основными пьезоэлектрическими материалами для излучателей ультразвука служат пьезокварц, ниобат лития, дигидрофосфат калия, различные пьезокерамические материалы. Пьезоэлектрические излучатели представляют собой пластинку или стержень из пьезоэлектрического материала с металлическими электродами, к которым прикладывается переменное электрическое напряжение.

Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека. Собственно получение изображения можно разделить на две части. Первая – излучение коротких ультразвуковых импульсов, направленное в исследуемые ткани, и второе – формирование изображения на основе отраженных сигналов. Понимание принципа работы ультразвуковой диагностической

установки, знание основ физики ультразвука и его взаимодействия с тканями тела человека помогут избежать механического, бездумного использования прибора, и, следовательно, более грамотно подходить к процессу диагностики.

Для получения изображения в ультразвуковой диагностике используется не ультразвук, который излучается датчиком (транздьюсером) непрерывно (постоянной волной), а ультразвук, излучаемый в виде коротких импульсов (импульсный). Он генерируется при приложении к пьезоэлементу коротких электрических импульсов. Для характеристики импульсного ультразвука используются дополнительные параметры. Частота повторения импульсов – это число импульсов, излучаемых в единицу времени (секунду). Частота повторения импульсов измеряется в герцах (Гц) и килогерцах (кГц). Продолжительность импульса – это временная протяженность одного импульса.

Для мягких тканей пространственная протяженность импульса (ППИ) равна произведению $1,54$ (скорость распространения ультразвука в мм/мкс) и числа колебаний (циклов) в импульсе (n), отнесенному к частоте в МГц. Или $ППИ = 1,54 \times n / f$. Уменьшения пространственной протяженности импульса можно достичь (а это очень важно для улучшения осевой разрешающей способности) за счет уменьшения числа колебаний в импульсе или увеличения частоты. Амплитуда ультразвуковой волны – это максимальное отклонение наблюдаемой физической переменной от среднего значения.

Интенсивность ультразвука – это отношение мощности волны к площади, по которой распределяется ультразвуковой поток. Измеряется в ваттах на квадратный сантиметр ($Вт/кв.см$). При равной мощности излучения – чем меньше площадь потока, тем выше интенсивность. Интенсивность также пропорциональна квадрату амплитуды. Так, если амплитуда удваивается, то интенсивность учетверяется. Интенсивность неоднородна как по площади потока, так и, в случае импульсного ультразвука, во времени.

При прохождении через любую среду будет наблюдаться уменьшение амплитуды и интенсивности ультразвукового сигнала, которое называется затуханием. Затухание ультразвукового сигнала вызывается поглощением, отражением и рассеиванием. Единицей затухания является децибел (дБ). Коэффициент затухания — это ослабление ультразвукового сигнала на единицу длины пути этого сигнала (дБ/см). Коэффициент затухания возрастает с увеличением частоты.

При прохождении ультразвука через ткани на границе сред с различным акустическим сопротивлением и скоростью проведения ультразвука возникают явления отражения, преломления, рассеивания и поглощения. В зависимости от угла говорят о перпендикулярном и наклонном (под углом) падении ультразвукового луча. При перпендикулярном падении ультразвукового луча он может быть полностью отражен или частично отражен, частично проведен через границу двух сред; при этом направление ультразвука, перешедшего из одной среды в другую среду, не изменяется.

Интенсивность отраженного ультразвука и ультразвука, прошедшего границу сред, зависит от исходной интенсивности и разности акустических сопротивлений сред. Отношение интенсивности отраженной волны к интенсивности падающей волны называется **коэффициентом отражения**. Отношение интенсивности ультразвуковой волны, прошедшей через границу сред, к интенсивности падающей волны называется **коэффициентом проведения ультразвука**. Таким образом, если ткани имеют различные плотности, но одинаковое акустическое сопротивление — отражения ультразвука не будет. С другой стороны, при большой разнице акустических сопротивлений интенсивность отражения стремится к 100%. Примером этого служит граница воздух/мягкие ткани. На границе этих сред происходит практически полное отражение ультразвука. Чтобы улучшить проведение ультразвука в ткани тела человека, используют соединительные среды (гель). При наклонном падении ультразвукового луча определяют угол падения, угол отражения и угол преломления.

Угол падения равен углу отражения. Преломление – это изменение направления распространения ультразвукового луча при пересечении им границы сред с различными

скоростями проведения ультразвука. Синус угла преломления равен произведению синуса угла падения на величину, полученную от деления скорости распространения ультразвука во второй среде на скорость в первой. Синус угла преломления, а, следовательно, и сам угол преломления тем больше, чем больше разность скоростей распространения ультразвука в двух средах. Преломление не наблюдается, если скорости распространения ультразвука в двух средах равны или угол падения равен 0. Говоря об отражении, следует иметь в виду, что в том случае, когда длина волны много больше размеров неровностей отражающей поверхности, имеет место зеркальное отражение (описанное выше). В случае, если длина волны сопоставима с неровностями отражающей поверхности или имеется неоднородность самой среды, происходит рассеивание ультразвука.

При обратном рассеивании ультразвук отражается в том направлении, откуда пришел исходный луч. Интенсивность рассеянных сигналов увеличивается с увеличением неоднородности среды и увеличением частоты (т.е. уменьшением длины волны) ультразвука. Рассеивание относительно мало зависит от направления падающего луча и, следовательно, позволяет лучше визуализировать отражающие поверхности, не говоря уже о паренхиме органов. Для того, чтобы отраженный сигнал был правильно расположен на экране, необходимо знать не только направление излученного сигнала, но и расстояние до отражателя. Это расстояние равно $1/2$ произведения скорости ультразвука в среде на время между излучением и приемом отраженного сигнала. Произведение скорости на время делится пополам, так как ультразвук проходит двойной путь (от излучателя до отражателя и назад), а нас интересует только расстояние от излучателя до отражателя.

Для получения ультразвука используются специальные преобразователи – трансдюсеры, которые превращают электрическую энергию в энергию ультразвука. Получение ультразвука базируется на обратном пьезоэлектрическом эффекте. Суть эффекта состоит в том, что если к определенным материалам (пьезоэлектрикам) приложить электрическое напряжение, то произойдет изменение их формы.

С этой целью в ультразвуковых приборах чаще всего применяются искусственные пьезоэлектрики, такие, как цирконат или титанат свинца. При отсутствии электрического тока пьезоэлемент возвращается к исходной форме, а при изменении полярности вновь произойдет изменение формы, но уже в обратном направлении. Если к пьезоэлементу приложить быстропеременный ток, то элемент начнет с высокой частотой сжиматься и расширяться (т.е. колебаться), генерируя ультразвуковое поле. Рабочая частота трансдюсера (резонансная частота) определяется отношением скорости распространения ультразвука в пьезоэлементе к удвоенной толщине этого пьезоэлемента. Детектирование отраженных сигналов базируется на прямом пьезоэлектрическом эффекте.

Возвращающиеся сигналы вызывают колебания пьезоэлемента и появление на его гранях переменного электрического тока. В этом случае пьезоэлемент функционирует как ультразвуковой датчик. Обычно в ультразвуковых приборах для излучения и приема ультразвука используются одни и те же элементы. Поэтому термины "преобразователь", "трансдюсер", "датчик" являются синонимами. Ультразвуковые датчики представляют собой сложные устройства и, в зависимости от способа развертки изображения, делятся на датчики для приборов медленного сканирования (одноэлементные) и быстрого сканирования (сканирования в реальном времени) — механические и электронные. Механические датчики могут быть одно- и многоэлементные (анулярные). Развертка ультразвукового луча может достигаться за счет качания элемента, вращения элемента или качания акустического зеркала.

Изображение на экране в этом случае имеет форму сектора (секторные датчики) или окружности (круговые датчики). Электронные датчики являются многоэлементными и в зависимости от формы получаемого изображения могут быть секторными, линейными, конвексными (выпуклыми). Развертка изображения в секторном датчике достигается за счет качания ультразвукового луча с его одновременной фокусировкой.

В линейных и конвексных датчиках развертка изображения достигается путем возбуждения группы элементов с пошаговым их перемещением вдоль антенной решетки с одновременной фокусировкой.

В настоящее время приборы медленного (ручного, сложного) сканирования представляют лишь исторический интерес. Морально они умерли с появлением приборов быстрого сканирования (приборов, работающих в реальном времени). Однако их основные компоненты сохраняются и в современных приборах (естественно, с использованием современной элементной базы). Сердцем является главный генератор импульсов (в современных аппаратах – мощный процессор), который управляет всеми системами ультразвукового прибора.

Генератор импульсов посылает электрические импульсы на трансдьюсер, который генерирует ультразвуковой импульс и направляет его в ткани, принимает отраженные сигналы, преобразовывая их в электрические колебания. Эти электрические колебания далее направляются на радиочастотный усилитель, к которому обычно подключается временно-амплитудный регулятор усиления (ВАРУ) — регулятор компенсации тканевого поглощения по глубине. Ввиду того, что затухание ультразвукового сигнала в тканях происходит по экспоненциальному закону, яркость объектов на экране с увеличением глубины прогрессивно падает.

Использование линейного усилителя, т.е. усилителя, пропорционально усиливающего все сигналы, привело бы к переусилению сигналов в непосредственной близости от датчика при попытке улучшения визуализации глубоко расположенных объектов. Использование логарифмических усилителей позволяет решить эту проблему. Ультразвуковой сигнал усиливается пропорционально времени задержки его возвращения – чем позже вернулся, тем сильнее усиление. Таким образом, применение ВАРУ позволяет получить на экране изображение одинаковой яркости по глубине. Усиленный таким образом радиочастотный электрический сигнал подается затем на демодулятор, где он выпрямляется и фильтруется и еще раз усиленный на видеоусилителе подается на экран монитора.

Для сохранения изображения на экране монитора необходима видеопамять. Она может быть разделена на аналоговую и цифровую. Первые мониторы позволяли представлять информацию в аналоговой бистабильной форме. Устройство, называемое дискриминатором, позволяло изменять порог дискриминации — сигналы, интенсивность которых была ниже порога дискриминации, не проходили через него и соответствующие участки экрана оставались темными. Сигналы, интенсивность которых превышала порог дискриминации, представлялись на экране в виде белых точек. При этом яркость точек не зависела от абсолютного значения интенсивности отраженного сигнала – все белые точки имели одинаковую яркость. При таком способе представления изображения – он получил название «бистабильный» - хорошо были видны границы органов и структуры с высокой отражающей способностью (например, почечный синус), однако, оценить структуру паренхиматозных органов не представлялось возможным. Появление в 70-х годах приборов, которые позволяли передавать на экране монитора оттенки серого цвета, знаменовало начало эры серошкальных приборов. Эти приборы давали возможность получать информацию, которая была недостижима при использовании приборов с бистабильным изображением. Развитие компьютерной техники и микроэлектроники позволило вскоре перейти от аналоговых изображений к цифровым. Цифровые изображения в ультразвуковых установках формируются на больших матрицах (обычно 512×512 пикселей) с числом градаций серого 16-32-64-128-256 (4-5-6-7-8 бит). При визуализации на глубину 20 см на матрице 512×512 пикселей один пиксел будет соответствовать линейным размерам в 0,4 мм. На современных приборах имеется тенденция к увеличению размеров дисплеев без потери качества изображения и на приборах среднего класса 12-дюймовый (30 см по диагонали) экран становится обычным явлением.

Электронно-лучевая трубка ультразвукового прибора (дисплей, монитор) использует остро сфокусированный пучок электронов для получения яркого пятна на экране, покрытом специальным фосфором. С помощью отклоняющих пластин это пятно можно перемещать по экрану.

При **А-типе** развертки (Amplitude) по одной оси откладывается расстояние от датчика, по другой — интенсивность отраженного сигнала. В современных приборах А-тип развертки практически не используется.

В-тип развертки (Brightness — яркость) позволяет вдоль линии сканирования получить информацию об интенсивности отраженных сигналов в виде различия яркости отдельных точек, составляющих эту линию.

М-тип (иногда ТМ) развертки (Motion — движение) позволяет регистрировать движение (перемещение) отражающих структур во времени. При этом по вертикали регистрируются перемещения отражающих структур в виде точек различной яркости, а по горизонтали — смещение положения этих точек во времени.

Для получения двумерного томографического изображения необходимо тем или иным образом произвести перемещение линии сканирования вдоль плоскости сканирования. В приборах медленного сканирования это достигалось перемещением датчика вдоль поверхности тела пациента вручную.

Приборы быстрого сканирования, или, как их чаще называют, приборы, работающие в реальном времени, в настоящее время полностью заменили приборы медленного, или ручного, сканирования. Это связано с целым рядом преимуществ, которыми обладают эти приборы: возможность оценивать движение органов и структур в реальном времени (т.е. практически в тот же момент времени); резкое уменьшение затрат времени на исследование; возможность проводить исследования через небольшие акустические окна.

Если приборы медленного сканирования можно сравнить с фотоаппаратом (получение неподвижных изображений), то приборы, работающие в реальном времени — с кино, где неподвижные изображения (кадры) с большой частотой сменяют друг друга, создавая впечатление движения.

В приборах быстрого сканирования используются, как уже говорилось выше, механические и электронные секторные датчики, электронные линейные датчики, электронные конвексные (выпуклые) датчики, механические радиальные датчики.

В настоящее время наилучшим датчиком для исследования органов брюшной полости, забрюшинного пространства и малого таза является конвексный. Он обладает относительно небольшой контактной поверхностью и очень большим полем зрения в средней и дальней зонах, что упрощает и ускоряет проведение исследования.

При сканировании ультразвуковым лучом результат каждого полного прохода луча называется кадром. Кадр формируется из большого количества вертикальных линий.

Каждая линия — это как минимум один ультразвуковой импульс. Частота повторения импульсов для получения серошкального изображения в современных приборах составляет 1 кГц (1000 импульсов в секунду).

Существует взаимосвязь между частотой повторения импульсов (ЧПИ), числом линий, формирующих кадр, и количеством кадров в единицу времени:

$$\text{ЧПИ} = \text{число линий} \times \text{частота кадров.}$$

На экране монитора качество получаемого изображения будет определяться, в частности, плотностью линий. Для линейного датчика плотность линий (линий/см) является отношением числа линий, формирующих кадр, к ширине части монитора, на котором формируется изображение.

Для датчика секторного типа плотность линий (линий/градус) — отношение числа линий, формирующих кадр, к углу сектора.

Чем выше частота кадров, установленная в приборе, тем (при заданной частоте повторения импульсов) меньше число линий, формирующих кадр, меньше плотность

линий на экране монитора, ниже качество получаемого изображения. Зато при высокой частоте кадров мы имеем хорошее временное разрешение, что очень важно при эхокардиографических исследованиях.

Приборы для доплерографии

Ультразвуковой метод исследования позволяет получать не только информацию о структурном состоянии органов и тканей, но и характеризовать потоки в сосудах. В основе этой способности лежит эффект Допплера – изменение частоты принимаемого звука при движении относительно среды источника или приемника звука или тела, рассеивающего звук. Он наблюдается из-за того, что скорость распространения ультразвука в любой однородной среде является постоянной. Следовательно, если источник звука движется с постоянной скоростью, звуковые волны, излучаемые в направлении движения как бы сжимаются, увеличивая частоту звука. Волны, излучаемые в обратном направлении, как бы растягиваются, вызывая снижение частоты звука.

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить доплеровский сдвиг и рассчитать скорость. Не имеет значения, излучается ли звук движущимся объектом или этот объект отражает звуковые волны. Во втором случае источник ультразвука может быть неподвижным (ультразвуковой датчик), а в качестве отражателя ультразвуковых волн могут выступать движущиеся эритроциты. Допплеровский сдвиг может быть как положительным (если отражатель движется к источнику звука), так и отрицательным (если отражатель движется от источника звука). В том случае, если направление падения ультразвукового луча не параллельно направлению движения отражателя, необходимо скорректировать доплеровский сдвиг на косинус угла φ между падающим лучом и направлением движения отражателя.

Для получения доплеровской информации применяются два типа устройств – постоянно-волновые и импульсные. В постоянно-волновом доплеровском приборе датчик состоит из двух трансдюсеров: один из них постоянно излучает ультразвук, другой постоянно принимает отраженные сигналы. Приемник определяет доплеровский сдвиг, который обычно составляет $1/1000$ частоты источника ультразвука (слышимый диапазон) и передает сигнал на громкоговорители и, параллельно, на монитор для качественной и количественной оценки кривой. Постоянно-волновые приборы детектируют кровотоки почти по всему ходу ультразвукового луча или, другими словами, имеют большой контрольный объем. Это может вызвать получение неадекватной информации при попадании в контрольный объем нескольких сосудов. Однако большой контрольный объем бывает полезен при расчете падения давления при стенозе клапанов сердца.

Для того, чтобы оценить кровоток в какой-либо конкретной области, необходимо разместить контрольный объем в исследуемой области (например, внутри определенного сосуда) под визуальным контролем на экране монитора. Это может быть достигнуто при использовании импульсного прибора. Существует верхний предел доплеровского сдвига, который может быть детектирован импульсными приборами (иногда его называют пределом Найквиста). Он составляет примерно $1/2$ частоты повторения импульсов. При его превышении происходит искажение доплеровского спектра (aliasing). Чем выше частота повторения импульсов, тем больший доплеровский сдвиг может быть определен без искажений, однако тем ниже чувствительность прибора к низко-скоростным потокам.

Ввиду того, что ультразвуковые импульсы, направляемые в ткани, содержат большое количество частот помимо основной, а также из-за того, что скорости отдельных участков потока неодинаковы, отраженный импульс состоит из большого количества различных частот. С помощью быстрого преобразования Фурье частотный состав импульса может быть представлен в виде спектра, который может быть изображен на экране монитора в виде кривой, где по горизонтали откладываются частоты доплеровского сдвига, а по вертикали – амплитуда каждой составляющей. По доплеровскому спектру возможно определять большое количество скоростных

параметров кровотока (максимальная скорость, скорость в конце диастолы, средняя скорость и т.д.), однако эти показатели являются углом зависимыми и их точность крайне зависит от точности коррекции угла. И если в крупных неизвитых сосудах коррекция угла не вызывает проблем, то в мелких извитых сосудах (сосуды опухоли) определить направление потока достаточно сложно. Для решения этой проблемы был предложен ряд почти угол независимых индексов, наиболее распространены из которых являются индекс резистентности и пульсаторный индекс. Индекс резистентности является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к максимальной скорости потока. Пульсаторный индекс является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к средней скорости потока. Получение доплеровского спектра с одного контрольного объема позволяет оценивать кровоток в очень небольшом участке. Цветовая визуализация потоков (цветовое доплеровское картирование) позволяет получать двумерную информацию о кровотоках в реальном времени в дополнение к обычной серошкальной двумерной визуализации. Цветовая доплеровская визуализация расширяет возможности импульсного принципа получения изображения. Сигналы, отраженные от неподвижных структур, распознаются и представляются в серошкальном виде. Если отраженный сигнал имеет частоту, отличную от излученного, то это означает, что он отразился от движущегося объекта. В этом случае производится определение доплеровского сдвига, его знак и величина средней скорости. Эти параметры используются для определения цвета, его насыщенности и яркости. Обычно направление потока к датчику кодируется красным, а от датчика — синим цветом. Яркость цвета определяется скоростью потока.

В последние годы появился вариант цветового доплеровского картирования, получивший название "энергетического доплера" (Power Doppler). При энергетическом доплере определяется не значение доплеровского сдвига в отраженном сигнале, а его энергия. Такой подход позволяет повысить чувствительность метода к низким скоростям, сделать его почти углом независимым, правда, ценой потери возможности определения абсолютного значения скорости и направления потока.

Новые направления в ультразвуковой диагностике

Происходит бурное развитие ультразвуковой диагностики, постоянное совершенствование ультразвуковых диагностических приборов. Можно предположить несколько основных направлений будущего развития этого диагностического метода.

Возможно дальнейшее совершенствование доплеровских методик, особенно таких, как энергетический доплер, доплеровская цветовая визуализация тканей.

Трехмерная эхография в будущем может стать весьма важным направлением ультразвуковой диагностики. В настоящий момент существуют несколько коммерчески доступных ультразвуковых диагностических установок, позволяющих проводить трехмерную реконструкцию изображений, однако, пока клиническое значение этого направления остается неясным.

Концепция применения ультразвуковых контрастов была впервые выдвинута R.Gramiak и P.M.Shah в конце шестидесятых при эхокардиографическом исследовании. В настоящее время существует коммерчески доступный контраст "Эховист" (Шеринг), применяемый для визуализации правых отделов сердца. Недавно он был модифицирован с уменьшением размеров частиц контраста и может рециркулировать в кровеносной системе человека ("Левовист", Шеринг). Этот препарат существенно улучшает доплеровский сигнал, как спектральный, так и цветовой, что может оказаться существенным для оценки опухолевого кровотока.

Внутриполостная эхография с использованием ультратонких датчиков открывает новые возможности для исследования полых органов и структур. Однако в настоящее время широкое применение этой методики ограничивается высокой стоимостью

специализированных датчиков, которые к тому же могут применяться для исследования ограниченное число раз ($1 \div 40$).

Компьютерная обработка изображений с целью объективизации получаемой информации является перспективным направлением, которое может в будущем улучшить точность диагностики незначительных структурных изменений в паренхиматозных органах. К сожалению, полученные к настоящему времени результаты существенного клинического значения не имеют.

Тем не менее то, что еще вчера казалось в ультразвуковой диагностике далеким будущим, стало сегодня обычной рутинной практикой и, вероятно, в ближайшее время мы станем свидетелями внедрения новых ультразвуковых диагностических методик в клиническую практику.

Различные доплеровские методики. При постоянно-волновой (CW) доплерографии звуковой луч постоянно испускается с одного пьезоэлектрического кристалла и принимается другим. Преимуществом постоянно-волновой доплерографии является возможность определять и записывать даже очень высокие частотные сдвиги. Недостатком является отсутствие чувствительности к глубине источников эхо.

При импульсной (PW) доплерографии звуковой луч переменного испускается и принимается лишь одним кристаллом. Время задержки эхо (T_E) меняется в зависимости от расстояния, таким образом можно определить глубину источника эхо. Это необходимо для получения двухмерного цветового дуплексного изображения, когда ультразвук в серошкальном В-режиме комбинируется с многочисленными импульсными пробными объемами, чтобы получить двухмерное изображение. Чем меньше цветовая зона (область изображения, выбранная для цветовой кодировки), тем быстрее генерируется новое изображение, и тем выше временное разрешение.

Количество импульсов, испускаемых в секунду, называется частотой повторения импульса (ЧПИ). Она может быть увеличена лишь до величины $1/T_E$ и уменьшается при увеличении глубины сканирования, поскольку для возвращения эхо от более глубоко расположенного пробного объема требуется больше времени (T_{sv}). Это обуславливает верхний предел скорости кровотока, которую можно точно определить при импульсной доплерографии. В результате, сосуды с более высокой скоростью кровотока нужно обследовать с более высокими установленными значениями ЧПИ, а медленный венозный кровоток требует более низкой ЧПИ.

Цветовой режим. Кровоток, направленный к датчику, кодируется красным цветом, а идущий от датчика - синим. Скорость кровотока отображается интенсивностью цвета: чем больше скорость, тем цвет ярче. Эта взаимосвязь важна для оценки внутрисстенотического усиления кровотока, а также при плохих акустических условиях. Кровоток в искривленном сосуде может кодироваться красным цветом в одном сегменте и синим в другом, в зависимости от направления кровотока относительно датчика. Яркость цвета также изменяется в соответствии с изменениями угла между лучом и сосудом. В области соединения красного и синего сегментов под углом 90° образуются цветовые пустоты, которые не следует интерпретировать, как тромб, частично перекрывающий просвет сосуда.

Следует помнить, что настройку цвета на дуплексных аппаратах можно инвертировать нажатием соответствующей кнопки. Актуальная цветовая схема обычно видна на цветовой шкале на краю экрана: цвета в верхней половине шкалы кодируют кровоток к датчику, а в нижней – от датчика.

При использовании линейного датчика, изменения угла доплеровских волн при помощи управления лучом приводят к кодировке одного и того же сегмента сосуда синим или красным, по выбору. Наклоняя цветовую зону, можно корректировать нежелательный угол между лучом и сосудом, в результате легче оценить сегменты с кровотоком, изначально плохо отражаемым цветом. Кроме того, чтобы вывести сосуд под нужным углом, врач может наклонять датчик вручную.

Вопросы и задания

1. Что такое ультразвук?
2. Каковы физические свойства ультразвука?
3. Какие виды ультразвуковых датчиков различают?
4. Что такое доплеровский эффект?
5. Как применяется доплеровский эффект при ультразвуковом исследовании?
6. Какие артефакты могут возникать при проведении ультразвуковых исследований?
7. Каковы новые направления в ультразвуковой диагностике?

Список литературы

Основная 1,3

Дополнительная 1,2

Интернет ресурсы 1,2

3. Рентгеновские методы исследования.

Цели и задачи: формирование общенаучной методологической компетенции, предполагающей знание современных концептуальных подходов к исследованию устройства рентгеновской трубки, воздействие рентгеновских лучей на организм человека, применение рентгеновских методов исследования при диагностике заболеваний, применение рентгеновских лучей в лечении заболеваний

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

- знать устройство рентгеновской трубки, воздействие рентгеновских лучей на организм человека, свойства рентгеновских лучей, методику чтения рентгеновских снимков, безопасность при работе с рентгенодиагностическим оборудованием. (ОПК-3)

- уметь использовать базовые теоретические знания для решения профессиональных задач, сформировать понимание основных физиологических процессов, происходящих в миокарде (ОПК-3)

- владеть основными представлениями о применении рентгеновских методов исследования при диагностике заболеваний, о применении рентгеновских лучей в лечении заболеваний (ОПК-3)

Актуальность темы:

Тема дает возможность изучить основы рентгеновского излучения, строения рентгеновского аппарата, принципов применения их в медицине для диагностики различных заболеваний и состояний, а также как получается рентгеновское изображение.

Теоретическая часть.

На практических занятиях студенты ознакомятся с устройством рентгеновского аппарата, ознакомятся с основами безопасности при проведении исследований. На примере некоторых рентгеновских снимков ознакомятся с возможностями применения метода.

Источником рентгеновских лучей является рентгеновская трубка, в которой есть два электрода – катод и анод. При нагреве катода происходит электронная эмиссия, электроны, вылетающие из катода, ускоряются электрическим полем и ударяются о поверхность анода. От обычной радиолампы (диода) рентгеновскую трубку отличает, в основном, более высокое ускоряющее напряжение (более 1 кВ).

Свойства рентгеновских лучей.

1. Рентгеновские лучи не видимы и не ощутимы нашими органами чувств.

2. Они проходят по прямому направлению и их нельзя отклонять даже при помощи магнита. Отклонение их может быть обусловлено только специальными кристаллами. Посредством системы стеклянных линз рентгеновские лучи могут быть собраны в пучок.

3. Распространение рентгеновых лучей в пространстве проходит лучеобразно. Интенсивность излучения обратно пропорциональна квадрату расстояния от источника.

4. Рентгеновские лучи проникают через тела и при этом частично поглощаются. Размер поглощения прямо пропорционален 3-ей степени длины лучевой волны и 4-й степени атомного веса или атомного числа для поглощающего вещества.

5. В то время как лучи поглощаются телами, возникают новые (диффузные или вторичные) лучи, характерные для поглощающего вещества.

Вторичные лучи возникают, если на атомный электрон поглощающего вещества с боку попадает рентгеновский луч. В результате этого приходящий в движение или колебание электрон принимает часть лучистой энергии, а луч проникает затем дальше, хоть и с меньшей энергией. Однако, он уже отклонился от своего направления и его энергия меньше, длина волны больше, в результате чего он в дальнейшем дает более мягкое излучение. Это и есть вторичное излучение, которое на основании подобного механизма может образовывать третичные диффузные лучи. Если же рентгеновский луч попадает прямо на атомный электрон поглощающего вещества, то он передает электрону всю энергию. Лучистая энергия превращается в кинетическую энергию выбрасываемого электрона, являющегося уже фотоэлектроном, и тем самым первоначальный луч погашен. Это – простая поглощения.

Во время проникновения рентгеновского луча через поглощающее вещество, естественно возникает существенное вторичное излучение, значительно мешающее рентгеновской картине, основанной на поглощении.

6. Рентгеновские лучи вызывают почернение фотографической пластинки, т.е. вызывают те же изменения, как и видимые лучи.

7. Некоторые вещества (платино-цианистородородный барий, вольфрамовая известь) флуоресцируют под влиянием рентгеновых лучей.

8. Рентгеновские лучи вызывают в некоторых веществах химические реакции.

9. Рентгеновские лучи изменяют проводимость некоторых веществ (селена).

10. Некоторые газы светятся под влиянием рентгеновских лучей проводниками (ионизируются).

11. Рентгеновские лучи вызывают в живом организме биологические изменения. Из-за их биологического действия возникла необходимость количественного определения рентгеновых лучей, применяемых для терапевтических или диагностических целей.

Физическая единица рентгеновского излучения, международно установленная в 1928 году в Стокгольме – «рентгеновская единица», сокращенно г.

Международная единица дозы рентгеновых лучей определяется тем количеством рентгеновых лучей, которое при полном использовании вторичных электронов и при избегании пристеночных действий ионизационной камеры вызывают в 1 см³ атмосферного воздуха (при температуре 0° и давлении в 760 мм рт ст) такую проводимость, что при токе насыщения измеряется заряд, равный 1 ЭСЕ (ЭСЕ – электростатическая единица). Эта единица называется «1 Рентгеновская единица» и обозначается г.

Качество рентгеновских лучей. Поглощения лучей – как было указано выше – прямо пропорциональна третьей степени длины волны лучей. Таким образом, рентгеновские лучи с длинными волнами в большей степени поглощаются телами, а их способность проникать в тела – меньше. Эти лучи называют мягкими лучами. Коротковолновые лучи поглощаются менее и поэтому их проникающая способность больше. Это жесткие лучи.

Рентгеновское изображение, рентгеновские снимки

Система рентгенологического исследования состоит из четырех элементов: источника излучения, объекта исследования, приемника излучения и специалиста, проводящего исследование.

Источником излучения является рентгеновская трубка, закрепленная на штативном устройстве рентгеновского аппарата. Пучок рентгеновского излучения из трубки пропускают через исследуемую часть тела. Объектом исследования служит больной или, – при массовых профилактических исследованиях населения, – здоровый человек. Согласно физическим законам, пучок рентгеновского излучения вследствие поглощения и рассеяния квантов в теле пациента, ослабляется. Однако степень этого ослабления неодинакова, потому что органы и ткани, через которые проходит пучок рентгеновского излучения, имеют различную плотность и химический состав. Часть энергии рентгеновского пучка при этом поглощается в теле обследуемого, что обуславливает биологическое действие излучения, то есть способность вызывать изменения в клетках, тканях и организме в целом.

В качестве приемника излучения используется рентгеновская пленка, на которую нанесена эмульсия, содержащая галлоидные соединения серебра. Рентгеновское излучение обладает свойством разлагать эти соединения. На установленной на пути выхода кассете с рентгеновской пленкой регистрируется неоднородность выходящего пучка, так получается рентгеновское изображение. Вместо пленки на современных цифровых рентгеновских аппаратах может быть использована обычная бумага, на которую распечатывается изображение, полученное на экране монитора.

Рентгенограмма дает достоверное представление о структуре объекта, о строении органов и систем человека.

Изображение состоит из более светлых или темных участков соответственно областям неодинакового поглощения рентгеновского излучения в тканях и органах. В наибольшей степени поглощает излучение костная ткань. В проекции легких на рентгенограммах выделяются два светлых поля. В легких мало тканей, а воздух, заполняющий альвеолы и бронхи, слабо поглощает излучение. Между легочными полями видна тень, называемая срединной. Она составлена накладывающимися друг на друга тенями сердца, аорты, легочной артерии, грудных позвонков и грудины. Снизу легочные поля четко ограничены дугообразными контурами обеих половин диафрагмы. Все эти органы определяются раздельно потому, что вследствие естественных условий – различной величины, плотности и химического состава – они по-разному поглощают рентгеновское излучение. Именно на этом свойстве – разного поглощения излучения различными органами и структурами тела – и основан рентгенологический метод исследования.

Способность органов и тканей из-за разной величины, плотности и химического состава неодинаково поглощать рентгеновское излучение называют естественной контрастностью органов по отношению друг к другу. Рентгенологическое исследование многих органов и систем, в частности костей и легких, возможно именно благодаря естественной контрастности.

Однако для рентгенологического исследования многих органов условия естественной контрастности недостаточны. В частности при рентгенологических исследованиях органов брюшной полости можно четко определить лишь тени позвонков и очертания диафрагмы, кроме того, хорошо визуализируются светлые скопления газа в желудке и кишечных петлях. Однако изображение желудка и кишечника, мочевыводящих путей, органов малого таза практически дифференцировать невозможно из-за одинакового поглощения рентгеновских лучей этими органами и окружающими тканями. Для того, чтобы изображение желудка и отделов кишечника стало возможным, применяют методику искусственного контрастирования. Это означает, что в организм вводят специальные контрастные вещества, которые поглощают излучение гораздо сильнее, чем исследуемый

орган. Примерами таких веществ являются сульфат бария, органические соединения йода и газы (кислород, закись азота и углекислый газ).

Таким образом рентгеновское изображение это получаемое на экране, на пленке или бумаге изображение исследуемой части тела, в котором различимы отдельные органы и ткани, благодаря их естественной контрастности или искусственному контрастированию.

Метод рентгенографии отличается большими достоинствами. Он прост и необременителен для больного. Снимки можно производить как в рентгеновском кабинете, так и непосредственно в операционной, перевязочной гипсовальной или даже в палате с помощью передвижных рентгеновских установок. На снимках получается четкое изображение большинства органов. Некоторые из них, например, кости, легкие, сердце, хорошо различимы, благодаря рентгеновской контрастности. Другие органы ясно отображаются на снимках после их искусственного контрастирования. Снимок является документом, который может храниться долгое время. Его могут рассматривать многие специалисты и сопоставлять с предыдущими рентгенограммами, то есть изучать динамику болезни.

Показания к рентгенографии весьма широки. К рентгенографии не следует прибегать лишь при угрожающем состоянии больного, когда необходимо срочное оперативное вмешательство (например, при открытом пневмотораксе), а также при крайне тяжелом состоянии больного, когда любое исследование уже не может принести пользы, но вызывает лишь страдания.

Проведение исследования требует определенных правил. Снимки каждого органа должны быть проведены в двух взаимно перпендикулярных проекциях, обычно используют прямую и боковую проекции, так как снимок в одной проекции не всегда позволит отличить тень одного очага с уплотнением в центре от суммированных теней двух очагов. Снимки в двух взаимно перпендикулярных проекциях позволяют, кроме того, определить топографоанатомические взаимоотношения органов.

При рентгенографии стремятся максимально приблизить исследуемую часть тела к кассете с пленкой, тогда изображение является наиболее резким и по размерам мало отличается от истинной величины изучаемого органа. Но существует методика рентгенографии, при которой снимаемый объект, наоборот, помещают сравнительно далеко от пленки. В этих условиях ввиду расходящегося характера пучка рентгеновского излучения получается увеличенное изображение органа.

Различают обзорные и прицельные рентгенограммы. На обзорных получают изображение всего органа, на прицельных – лишь та его часть, которая интересует врача-исследователя, причем в оптимальной проекции, необходимой для выявления определенных деталей.

Компьютерная томография. В компьютерном томографе рентгеновская трубка и приемник излучения движутся вокруг тела больного. Пучок излучения регистрируется большим количеством (несколько сотен) ионизационных или сцинтилляционных камер. Если при обычной томографии и при рентгенографии на пленке отражаются лишь относительно грубые различия в поглощении излучения в разных участках объекта, то ионизационные камеры вследствие их высокой чувствительности улавливают даже ничтожные различия между поглощением излучения в различных тканях человеческого тела. Воспринятая датчиками информация, пройдя через усилитель, регистрируется компьютером в виде цифровой записи на матрицах и может быть преобразована в изображение на экране телевизора, откуда переснимается в виде своеобразной рентгенограммы либо записывается на магнитный диск. На компьютерных рентгенограммах даже без искусственного контрастирования достигается изображение анатомических структур головного мозга, легких и органов средостения, печени, поджелудочной железы, почек, органов таза. Так как движение рентгеновской трубки и

датчиков происходит вокруг продольной оси тела больного, на снимках выделяют поперечные слои тела человека.

Обеспечение безопасности рентгенологических исследований

Техника безопасности и охрана здоровья при работе с ионизирующими излучениями строго регламентированы специальными санитарными нормами и правилами. В этих документах определены требования по обеспечению безопасности труда медицинского персонала и больных. Знание и строгое выполнение указанных требований необходимо всем медицинским работникам и в первую очередь врачам-клиницистам, которые принимают непосредственное участие в выполнении рентгенологических исследований курируемым больным. Это связано с тем, что при рентгенологических исследованиях медицинский персонал, пациенты и другие лица могут подвергаться воздействию прямого и рассеянного ионизирующего излучения. Все работники рентгенодиагностических кабинетов, лица, находящиеся в смежных и соседних помещениях, а также больные, подвергающиеся исследованию, должны быть защищены от вредного действия рентгеновских лучей.

Защитой называют совокупность устройств и мероприятий, предназначенных для уменьшения физической дозы излучения, воздействующей на человека, ниже предельно допустимой дозы. Согласно нормам радиационной безопасности, все лица, работающие в рентгенологических кабинетах и лица, которые по условиям профессиональной деятельности могут подвергаться воздействию источников излучения, должны постоянно контролировать предельно допустимые дозы облучения.

В порядке убывающей радиочувствительности установлены три группы критических органов:

1 группа – все тело, гонады, красный костный мозг;

2 группа – мышцы, щитовидная железа, жировая ткань, печень, почки, селезенка, желудочно-кишечный тракт, легкие, хрусталик глаза и другие органы, не входящие в первую и третью группы;

3 группа – кожный покров, костная ткань, кисти, предплечья, лодыжки, стопы.

Защита медицинского персонала, больных и населения от излучения прежде всего обеспечивается правильным размещением рентгенодиагностических кабинетов. Допускается лишь функционирование кабинетов в поликлиниках, встроенных в жилые здания, если смежные по вертикали и горизонтали помещения не являются жилыми. Рентгенодиагностические кабинеты должны иметь отдельную от других помещений систему вентиляции. Рядом с входной дверью рентгеновского кабинета на высоте не менее 1,6 м от пола должно быть установлено световое табло белого или красного цвета с надписью «Не входить», автоматически загорающееся при включении рентгеновского аппарата.

Главными факторами противолучевой защиты являются стационарные и нестационарные устройства. Стационарными устройствами называют неподвижные сооружения – стены, перекрытия, защитные двери и ставни для окон процедурных помещений. Они обеспечивают защиту от прямого и рассеянного излучения всех лиц, находящихся в смежных с источником излучения помещениях. Для изготовления стен применяют кирпич, бетон, баритобетон, баритовую штукатурку. Барит содержит барий и поэтому сильно поглощает рентгеновское излучение. Двери в рентгенодиагностические кабинеты обивают листовым свинцом. В смотровые окна вставляют просвинцованное стекло.

Нестационарные устройства это перемещаемые приспособления, например защитные ширмы, кожухи рентгенаппаратов, фартуки из просвинцованной резины, защитные юбки, перчатки, защита щитовидной железы.

Важнейшим фактором защиты персонала рентгенодиагностических отделений и кабинетов является расположение рабочих мест врача и рентгенлаборанта от зон наивысшего уровня радиации. Во время рентгенодиагностических процедур следует

стремиться к возможно большему расстоянию между рентгеновской трубкой и больным. Все перечисленные средства защиты должны обязательно проверяться не реже одного раза в год.

Вопросы для самопроверки:

1. Что такое рентгеновское излучение?
2. Каковы основные свойства рентгеновских лучей?
3. Что такое «повреждающее действие рентгеновских лучей»?
4. Как получается рентгеновский снимок?
5. Чем отличается метод компьютерной томографии от простого рентгеновского исследования?
6. Как обеспечивается безопасность при проведении рентгеновских исследований?

Список литературы

Основная 1, 2

Дополнительная 3,4

Интернет ресурсы 1,2

4. Методы исследования центральной нервной системы

Цели и задачи: формирование общенаучной методологической компетенции, предполагающей знание современных концептуальных подходов к исследованию структурной схемы электроэнцефалографа, электрофизиологическими основами формирования электроэнцефалограммы, электроэнцефалограммы, применении этих методик в клинической практике.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

- знать устройство приборов для диагностики состояния головного мозга, состояния нервно-мышечной передачи (ОПК-3)
- уметь использовать базовые теоретические знания для решения профессиональных задач, сформировать понимание основных физиологических процессов, происходящих в миокарде (ОПК-3)
- владеть основными представлениями о строении и функциях, передаче возбуждения в центральной и периферической нервной системе (ОПК-3)).

Актуальность темы:

Понимание механизмов функционирования нервных клеток позволит сформировать представление о нарушениях в центральной и периферической нервной системе и методах их диагностики.

Теоретическая часть.

Изучение конкретных примеров электроэнцефалограмм. Знакомство с техникой записи электроэнцефалограммы, электроэнцефалограммы. Изучение структурных схем электроэнцефалографа, электроэнцефалограммы.

Головной мозг человека, представляющий полужидкую эластичную массу, находится в полости черепа, разделяется на три тесно связанных между собой образования: большой мозг, малый мозг (мозжечок) и мозговой ствол. Большой мозг состоит из двух полушарий, которые в свою очередь состоят из коры, подкорковых узлов и белого вещества. Согласно учению И.П.Павлова, большие полушария осуществляют высшую нервную деятельность, представляющуюся «в виде работы двух основных механизмов: механизмов образования временных связей между агентами внешнего мира и деятельностью организма или механизма условных рефлексов... и механизма анализаторов, т.е. таких приборов, которые имеют своей целью анализировать сложность внешнего мира, разлагать его на отдельные элементы и моменты». Нервная система имеет сложное морфологическое строение. В ее состав входят специализированные клетки

нейроны с их отростками, нейроглия и соединительнотканьные элементы. Основной структурно-функциональной единицей нервной системы является нейрон (нейроцит).

Физиологическая роль мозжечка сводится в основном к сохранению равновесия тела при стоянии и ходьбе, к поддержанию тонуса мускулатуры и рефлекторной координации движений. Мозговой ствол представляет совокупность многочисленных проводящих путей, идущих из головного мозга в спинной и обратно.

Спинной мозг находится в позвоночнике, состоит из серого и белого вещества. Серое вещество занимает центральную часть спинного мозга, снаружи оно окружено белым веществом. Спинной мозг отвечает за множество разнообразных функций – двигательную, чувствительную, вазомоторно-секреторно-трофическую.

Нервные клетки обладают способностью воспринимать, проводить и передавать нервные импульсы. Они синтезируют нейромедиаторы, участвующие в их проведении (ацетилхолин, катехоламины). Для нейронов характерна высокая интенсивность обмена веществ, поэтому они нуждаются в постоянном поступлении кислорода, глюкозы и других веществ.

Сложность и многообразие функций нервной системы зависит от взаимодействий между нейронами. Эти взаимодействия представляют собой набор различных сигналов, передаваемых в рамках взаимодействия нейронов с другими нейронами или мышцами и железами. Сигналы испускаются и распространяются с помощью ионов, генерирующих электрический заряд, который движется вдоль нейрона. Нервные импульсы распространяются при перемещении ионов через мембрану нервной клетки и передаются из одной нервной клетки в другую с помощью нейромедиаторов.

Важнейшая функция нейрона – проведение импульсов – основана на электрических свойствах возбудимости и проводимости, которые присущи всем электровозбудимым тканям: нервной, мышечной и железистой. Мембрана нейрона имеет электрический заряд с отрицательным потенциалом на внутренней поверхности и положительным на наружной поверхности. Активно поддерживаемый клеткой потенциал представляет собой потенциал покоя и составляет от -50 до -90 мВ (приблизительно 5% от напряжения обычной батарейки).

Мембраны, в том числе плазматические, в принципе непроницаемы для заряженных частиц. Содержимое клетки заряжено отрицательно по отношению к внеклеточному пространству. Основная причина возникновения на мембране электрического потенциала (мембранного потенциала действия) это существование специфических ионных каналов. Потенциал покоя формируется за счет активного перераспределения ионов натрия и калия внутри и снаружи клетки. Транспорт ионов через каналы происходит по градиенту концентрации или под действием мембранного потенциала. Мембранный потенциал нервной клетки в первую очередь определяется ионами K^+ , которых в цитоплазме клетки содержится в 30-50 раз больше по сравнению с внеклеточной жидкостью. Кроме того в цитоплазме клетки в 10 раз меньше ионов натрия и в 50 раз меньше ионов хлора. Когда клетка находится в покое и не проводит нервных импульсов, натрий-калиевый насос перемещает ионы калия внутрь клетки и выводит ионы натрия наружу (представьте себе клетку, содержащую пресную воду и окруженную соленой водой). Из-за такого дисбаланса и формируется разность потенциалов на мембране аксона.

Ионные каналы, проницаемые для ионов Na^+ , K^+ , Ca^{2+} и Cl^- находятся в закрытом состоянии и открываются лишь на короткое время. Каналы – это интегральные мембранные белки, состоящие из многих субъединиц. В зависимости от изменения мембранного потенциала или взаимодействия с соответствующими нейромедиаторами и нейромодуляторами, белки-рецепторы могут находиться в одном из двух состояний, определяющих проницаемость канала («открыт» - «закрыт» и т.д.).

Раздражение мембраны электрическими, химическими, механическими стимулами приводит к изменению концентраций ионов: значительно повышается проницаемость

мембраны для прохождения ионов натрия внутрь клетки и повышается (в меньшей степени) проницаемость мембраны для потока ионов калия в обратном направлении. Этот процесс сопровождается деполяризацией мембраны и формированием потенциала действия, который распространяется по всей клетке

При этом равновесие на мембране нарушается, и натрий-калиевый насос на короткое время начинает работать в обратном направлении. Положительно заряженные ионы натрия проникают внутрь аксона, а ионы калия откачиваются наружу. На мгновение внутренняя среда аксона приобретает положительный заряд. Это означает, что потенциал покоя -60 мВ скачком изменяется на $+30$ мВ и спустя 1 мс принимает исходное значение.

Процесс начинается с открытия Na^+ -канала. Ионы Na^+ устремляются в клетку (по градиенту концентрации), что вызывает локальную смену знака мембранного потенциала. При этом Na^+ -каналы тотчас закрываются, т. е. поток ионов Na^+ в клетку длится очень короткое время. В связи с изменением мембранного потенциала открываются на несколько миллисекунд потенциал-управляемые K^+ -каналы и ионы K^+ устремляются в обратном направлении, из клетки. В результате мембранный потенциал принимает первоначальное значение, и даже превышает на короткое время потенциал покоя. После этого нервная клетка вновь становится возбудимой.

За один импульс через мембрану проходит небольшая часть ионов Na^+ и K^+ , и концентрационные градиенты обоих ионов сохраняются (в клетке выше уровень K^+ , а вне клетки выше уровень Na^+). Поэтому по мере получения клеткой новых импульсов процесс локального обращения знака мембранного потенциала может повторяться многократно. Распространение потенциала действия по поверхности нервной клетки основано на том, что локальное обращение мембранного потенциала стимулирует открывание соседних потенциал-управляемых ионных каналов, в результате чего возбуждение распространяется в виде волны деполяризации на всю клетку.

Потенциал действия распространяется довольно медленно. Для того чтобы увеличить скорость передачи импульса (поскольку, в конце концов, не годится, чтобы сигнал, посланный мозгом, достигал руки лишь через минуту), аксоны окружены оболочкой из миелина, препятствующей притоку и оттоку калия и натрия. Миелиновая оболочка не непрерывна – через определенные интервалы в ней есть разрывы (перехваты Ранвье), и нервный импульс распространяется скачкообразно: перескакивает из одного «окна» в другое, за счет этого скорость передачи импульса возрастает.

Чтобы представить, насколько эффективно может быть увеличена скорость проведения за счёт миелиновой оболочки, достаточно сравнить скорость распространения импульса по немиелинизированным и миелинизированным участкам нервной системы человека. При диаметре волокна около $2\text{ }\mu\text{м}$ и отсутствии миелиновой оболочки скорость проведения будет составлять ~ 1 м/с, а при наличии даже слабой миелинизации при том же диаметре волокна – $15\text{--}20$ м/с. В волокнах большего диаметра, обладающих толстой миелиновой оболочкой, скорость проведения может достигать 120 м/с.

В период деполяризации мембрана становится нечувствительной к раздражениям, так как находится в стадии абсолютной рефрактерности. Восстановление трансмембранного потенциала осуществляется активно с помощью калий-натриевого насоса, который с помощью энергии АТФ восстанавливает исходное ионное соотношение.

Когда импульс достигает конца основной части тела аксона, его необходимо передать либо следующему нижележащему нейрону, либо, если речь идет о нейронах головного мозга, по многочисленным ответвлениям многим другим нейронам. Для такой передачи используется абсолютно иной процесс, нежели для передачи импульса вдоль аксона. Каждый нейрон отделен от своего соседа небольшой щелью, называемой синапсом.

Потенциал действия не может перескочить через эту щель, поэтому нужно найти какой-то другой способ для передачи импульса следующему нейрону. Для этого в конце каждого отростка имеются крошечные мешочки, называемые пресинаптическими

пузырьками, в каждом из которых находятся особые соединения – нейромедиаторы. При поступлении потенциала действия из этих пузырьков высвобождаются молекулы нейромедиаторов, пересекающие синапс и присоединяющиеся к специфичным молекулярным рецепторам на мембране нижележащих нейронов. При присоединении нейромедиатора равновесие на мембране нейрона нарушается.

После того как нейромедиаторы передадут нервный импульс от одного нейрона на следующий, они могут просто диффундировать, или подвергнуться химическому расщеплению, или вернуться обратно в свои пузырьки (этот процесс нескладно называется обратным захватом). В конце XX века было сделано поразительное научное открытие – оказывается, лекарства, влияющие на выброс и обратный захват нейромедиаторов, могут коренным образом изменять психическое состояние человека.

До настоящего времени нет ответа на фундаментальный вопрос о том, что же заставляет нейрон инициировать потенциал действия – выражаясь профессиональным языком нейрофизиологов, неясен механизм «запуска» нейрона. В этом отношении особенно интересны нейроны головного мозга, которые могут принимать нейромедиаторы, посланные тысячей соседей. Об обработке и интеграции этих импульсов почти ничего не известно, хотя над этой проблемой работают многие исследовательские группы. Нам известно лишь, что в нейроне осуществляется процесс интеграции поступающих импульсов и выносится решение, следует или нет инициировать потенциал действия и передавать импульс дальше. Этот фундаментальный процесс управляет функционированием всего головного мозга. Неудивительно, что эта величайшая загадка природы остается загадкой и для науки.

Возбуждение аксона передается на мышцу через нервно-мышечный синапс, который образуется окончанием двигательного аксона – терминаль аксона, синаптической щелью и постсинаптической мембраной – мышечной концевой пластинкой.

Терминаль аксона не имеет миелиновой оболочки, так как перед образованием терминалей аксон теряет миелиновое покрытие. Однако Шванновские клетки покрывают терминали аксона и ограничивают их от окружающей ткани.

Каждая терминаль аксона образует синапс с одним мышечным волокном. Синапс расположен в центральной части мышечного волокна. В месте соединения терминали аксона и мышечного волокна в мышечной концевой пластинке имеется углубление, которое называется синаптической канавкой, или первичной синаптической щелью. Постсинаптическая мембрана имеет складчатую структуру, пространство между складками образует вторичную синаптическую (субневральную) щель. За счет складчатой структуры постсинаптическая мембрана в 10 раз длиннее пресинаптической. На вершинах складок расположены ацетилхолиновые рецепторы, которые воспринимают порции ацетилхолина, выделяющиеся из пресинаптической мембраны. В случае повреждения аксона этот транспорт прекращается, и мышечное волокно оказывается в условиях денервации. Ацетилхолин в терминалях аксона содержится в везикулах, количество которых насчитывает до 10000, причем из них 1000 находится непосредственно у пресинаптической мембраны (оперативный запас), готовых к выделению в синаптическую щель, остальная часть является мобильным запасом, готовым к быстрому перемещению к мембране взамен освобождающегося медиатора. Наиболее существенен стационарный резерв (около 300000 везикул), он находится в более проксимальных отделах терминали. Освобождение медиатора в синаптическую щель происходит порциями. Минимальная порция – везикула медиатора, которая содержит около 5000 – 10000 молекул ацетилхолина, называется квантом. Передача информации от нерва к мышце происходит квантами. Так как количество молекул медиатора в кванте постоянно, то степень взаимодействия определяется только частотой и количеством выделяемых квантов. В состоянии покоя мышцы при отсутствии раздражения нерва имеет место фоновое выделение квантов медиатора. Часть молекул кванта медиатора, попадая в синаптическую

цель, сразу подвергаются разрушающему воздействию холинэстеразы. Благодаря незначительной ширине синаптической щели оставшаяся часть молекул ацетилхолина (около 50-60%) соединяется с холинорецепторами. В результате взаимодействия одного кванта ацетилхолина с постсинаптической мембраной генерируется миниатюрный потенциал концевой пластинки, величина которого составляет около 1 мВ. При возникновении миниатюрного потенциала концевой пластинки потенциал покоя мембраны мышцы изменяется незначительно. Для активации мембраны в норме выделяется значительное количество квантов (в 100 раз превышающее необходимое для развития возбуждения), которые генерируют несколько сотен миниатюрных потенциалов концевых пластинок. Суммируясь, миниатюрные потенциалы концевой пластинки формируют потенциал концевой пластинки. Потенциал концевой пластинки изменяется постепенно, пока не достигнет критического уровня деполяризации. При достижении критического уровня деполяризации генерируется потенциал действия, который распространяется по мембране и вызывает сокращение мышечного волокна. Основными функциями нервной клетки являются восприятие внешних раздражений (рецепторная функция), их переработка (интегративная функция) и передача нервных влияний на другие нейроны или различные рабочие органы (эффекторная функция).

Особенности осуществления этих функций позволяют разделить все нейроны центральной нервной системы на 2 большие группы:

Первая – клетки, передающие информацию на большие расстояния (из одного отдела центральной нервной системы в другой, от периферии к центру, от центров к исполнительному органу). Это крупные нейроны, имеющие на своем теле и отростках большое количество синапсов, как возбуждающих, так и тормозящих, и способные к сложным процессам обработки поступающих через них влияний.

Вторая – клетки, обеспечивающие межнейрональные связи в пределах ограниченных нервных структур (промежуточные нейроны спинного мозга, коры больших полушарий и др.). Это мелкие клетки, воспринимающие нервные влияния только через возбуждающие синапсы. Они не способны к сложным процессам обработки локальных синаптических влияний потенциалов и служат лишь передатчиками возбуждающих или тормозящих влияний на другие нервные клетки.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) — метод записи колебаний электрических потенциалов мозга или метод электрофизиологического исследования функционального состояния головного мозга, основанный на регистрации его электрической активности.

Головной мозг обладает спонтанной ритмической электрической активностью, которая зависит от функциональной организации структуры и изменяется под влиянием внешних раздражителей. Возникновение потенциалов нервных клеток связано с возникновением электрических и ионных процессов в нервных клетках – нейронах. При возбуждении ионы перераспределяются, возникает разность потенциалов между заряжающимися электроотрицательно участками ткани. Разность потенциалов, возникающая в тканях мозга очень мала (миллионные доли вольта), поэтому их регистрация и измерение возможны только при помощи высокочувствительных приборов – электроэнцефалографов. Электроэнцефалограф включает 8 – 16 и более мощных усилительно-регистрирующих блоков (каналов), которые позволяют получить в наглядном виде колебания потенциалов мозга с амплитудой около 50 мкВ, а также одновременно регистрировать биоэлектрические потенциалы от соответствующего числа пар электродов. Отведение потенциалов от мозга человека производят с помощью специальных электродов, располагающихся на поверхности головы по международной системе 10-20, позволяющей помещать электроды в зонах проекции разных областей мозга.

Электроды для электроэнцефалографии крепятся на голове обследуемого с помощью резиновых жгутов или специальных шапочек, липкой ленты и других фиксаторов симметрично относительно срединной сагиттальной линии головы по

общепринятым схемам отведений. Исследование ведется в свето- и звукоизолированном помещении. Положение обследуемого - полулежа или сидя в удобном кресле

Для установления локализации патологического очага и выявления скрытых изменений применяют различные функциональные нагрузки (действие света, звука, гипервентиляция, умственные нагрузки и т.д.). Визуальный анализ электроэнцефалограммы обнаруживает в ней наличие волн, различающихся по частоте колебаний, амплитуде (вольтажу), форме (синусоидальная, заостренная), регулярности, выраженности реакции на внешние раздражители.

На электроэнцефалограмме у взрослого человека в бодрствующем состоянии можно выделить колебания различной частоты. Основными компонентами электроэнцефалограммы у здорового человека в условиях покоя и бодрствования являются так называемые альфа- и бета- волны.

Альфа-волны это правильные ритмичные колебания с частотой 8 – 12 в секунду и амплитудой 50-100 мкВ, наиболее четко они выражены в задних отделах мозга (в затылочной и теменной областях).

Бета-волны имеют частотой частотный диапазон от 12 Гц до 30 Гц, это колебания с амплитудой 10 – 30 мкВ; наиболее отчетливы они в передних отделах мозга (в лобной и височной областях).

Быстрый бета-ритм (30 гц) может быть связан с различной патологией и являться последствием употребления наркотиков, особенно бензодиазепинов. Он может отсутствовать или быть незначительно выраженным в областях поражения коры. Этот ритм является преобладающим у больных, которые находятся в состоянии тревоги или может появляться при проведении теста открытия глаз.

Тета-волны имеют частотный диапазон от 4 Гц до 7 Гц. Обычно наблюдаются у маленьких детей. Этот ритм может наблюдаться в период засыпания или пробуждения у детей старшего возраста и взрослых, он может также наблюдаться при медитации. Появление высокоамплитудного тета-ритма является ненормальным. Он может наблюдаться при координационных нарушениях, может наблюдаться при диффузных метаболических расстройствах, энцефалопатии, при гидроцефалии.

Дельта-волны имеют частотный диапазон до 2–4 Гц. Это, как правило, самые высокие амплитуды и самые медленные волны. Наблюдаются обычно у взрослых в фазу медленного сна. Наблюдается также, как правило, у младенцев. Может наблюдаться при поражении подкорковых образований, при метаболической энцефалопатии или гидроцефалии с глубоким повреждением средней линии. Как правило, наиболее часто встречается во фронтальных отведениях у взрослых (например, FIRDA - Фронтальный Прерывистый быстрый дельта ритм) и в затылочных отведениях у детей (например, OIRDA – Затылочный прерывистый быстрый дельта ритм).

Гамма-волны имеют частотный диапазон примерно 30-100 Гц. Представляют связи различных популяций нейронов, объединенных в сеть с целью выполнения определенных когнитивных и моторных функций.

В норме на электроэнцефалограмме (ЭЭГ) регистрируются и низкочастотные дельта- и тета- ритмы (2–4, 5–7 Гц), более высокочастотные — бета-ритмы (13–30 в сек), но амплитуда в норме их невысока и они перекрываются альфа-колебаниями.

При различных патологических состояниях компоненты изменяются по частоте, амплитуде, форме и пр. Большое диагностическое значение имеет присутствие на электроэнцефалограмме патологических форм активности – высокоамплитудных волн, острых треугольных волн, пиков – иглоподобных колебаний, пароксизмальной активности волн различного диапазона и др.

Электроэнцефалография играет существенную роль в диагностике эпилепсии, опухолевых, сосудистых, воспалительных и дегенеративных заболеваний головного мозга, черепно-мозговой травмы, нарушений сна и бодрствования, коматозных состояний.

Отсутствие регистрируемой с помощью электроэнцефалографии электрической активности головного мозга является важным объективным признаком смерти мозга. Электроэнцефалография широко используется в физиологии при исследовании нормального функционирования центральной нервной системы.

Различные функциональные состояния мозга (возбуждение, покой, сонливость, глубокий сон) имеют свое характерное электроэнцефалографическое выражение. Возбуждение сопровождается появлением высокочастотных и низкоамплитудных колебаний. В покое преобладает альфа-активность. Переход к глубокому сну проявляется постепенным замедлением волн на электроэнцефалограмме. Вначале могут еще наблюдаться периоды высокоамплитудных высокочастотных колебаний («веретена»), затем они становятся все более редкими и короткими, полностью исчезая при глубоком сне, который характеризуется высокоамплитудными дельта-волнами.

Характер ЭЭГ зависит от возраста. У детей электрическая активность головного мозга различается от таковой у взрослых; разница сглаживается к 13 – 17 годам.

При различных заболеваниях головного мозга нормальное течение электрических процессов оказывается нарушенным. Наблюдается дезорганизация нормальных ритмов и появление патологических волн. Локальные дельта- и тета-ритмы указывают на очаговый патологический процесс в головном мозге.

Следует отметить, что специфических изменений электроэнцефалограммы, характерных только для определенного патологического процесса не существует. Исключение составляет эпилепсия, для которой характерны определенные изменения. По данным электроэнцефалограммы определяется тяжесть и до известной степени характер поражения; нередко электроэнцефалографические кривые позволяют установить локализацию патологического процесса.

С развитием компьютерной томографии и магниторезонансной томографии электроэнцефалография (ЭЭГ) утратила свою роль в объективизации локальных поражений мозга. Однако она осталась незаменимой для оценки функционального состояния мозга в разные периоды тяжелых черепно-мозговых травм.

В остром периоде легкой черепно-мозговой травмы отмечаются нерезкие отклонения от нормы в основном в форме нерегулярности альфа-ритма и усиления частых колебаний с быстрым обратным развитием патологических изменений электроэнцефалограммы (ЭЭГ).

С помощью электроэнцефалограммы можно:

- следить за динамикой действия лекарственных препаратов;
- оценить степень нарушения работы мозга;
- исследовать функциональное состояние мозга у людей, у которых структурные методы исследования (например, метод магнитно-резонансной томографии) показывают, что мозг «нормален», но дисфункция мозга очевидна клинически (например, при метаболической энцефалопатии).

При данных состояниях наибольшая ценность электроэнцефалограммы не в подтверждении диагноза - саму травму или какое либо другое патологическое состояние при обследовании «не видно». Однако при повторных исследованиях электроэнцефалограмма помогает оценить скорость и полноту исчезновения признаков нарушения работы мозга. От этого зависит дальнейшее лечение.

Электронейромиография (ЭНМГ) – комплексный метод исследования, включающий:

- регистрацию и анализ параметров вызванных потенциалов мышцы и нерва (латентный период, форма, амплитуда и длительность вызванных потенциалов);
- определение числа функционирующих двигательных единиц;
- определение скоростей проведения импульса по двигательным и чувствительным волокнам периферических нервов.

Электронейромиография – метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышц и периферических нервов, вызванной активацией нерва на протяжении электрическим стимулом или рецепторного аппарата механическим стимулом. Регистрация вызванной (стимуляцией) активности нерва (мышцы) осуществляется накожными или игольчатыми электродами в зависимости от задачи исследования, глубины залегания нерва (мышцы) и необходимости исключить активность наведения с соседних мышц. Стимуляционная ЭМГ включает в себя определение параметров М-ответа, скорости проведения импульса по двигательным и чувствительным нервам, регистрацию F-волны, Н-рефлекса, Т-рефлекса, мигательного рефлекса, тестирование нервно-мышечного соединения и др.

Регистрация и анализ биоэлектрической активности мышц возможны только на основе знаний и представлений об анатомической и функциональной организации работы мышц. Элементарной анатомической единицей мышцы является мышечное волокно, или мышечная клетка. В норме при активации мышцы (произвольной и непроизвольной) мышечные волокна активируются группами. Активировать одиночную мышечную клетку произвольно или при стимуляции нервных волокон не удастся. Активация мышечных волокон группами обусловлена анатомо-функциональной связью каждого мотонейрона с несколькими мышечными волокнами. Такое объединение мотонейрона и группы мышечных клеток носит название двигательной единицы и является анатомо-функциональной единицей нейромоторного аппарата.

Двигательные единицы работают по принципу «все или ничего», т.е. либо они активируются и производят строго дозированное усилие, либо активирующие влияния недостаточны и двигательная единица остается неактивной. Регуляция интенсивности усилия, производимое двигательной единицей, определяется частотой их разрядов, которая в среднем составляет 8-15 импульсов в секунду (имп/с) с колебанием от 5 до нескольких десятков имп/с. Исследование методом игольчатой ЭМГ позволяет определять частоту разрядов ДЕ и тем самым судить о возможном наличии повышенной частоты импульсации при дозированном мышечном усилии, что имеет место в случае снижения числа функционирующих двигательных единиц (за счет гибели двигательных единиц).

В основе электронейромиографического метода лежит применение электрической стимуляции нерва с последующим анализом параметров вызванных потенциалов.

Вызванный потенциал – это электрический сигнал, вызванный стимулом и тесно связанный с ним временной характеристикой; электрическим стимулом обычно раздражается чувствительный рецептор нерва или различные зоны головного, спинного мозга или мышцы.

Стимуляция нерва в двух точках, находящихся на определенном расстоянии друг от друга, позволяет вычислить время, в течение которого волна возбуждения проходит между точками стимуляции. Таким образом, оказывается возможным определить скорость проведения импульса по волокнам нерва.

Метод определения скорости проведения импульса применим для любого доступного исследования периферического нерва, однако в практике электронейромиографии чаще исследует срединный, локтевой, большеберцовый, малоберцовый, реже локтевой и седалищный нервы.

В ответ на электрическое раздражение нерва возникает суммарный синхронный разряд двигательных единиц мышцы в ответ на электрическое раздражение нерва – вызванный потенциал мышцы или М-ответ. М-ответ регистрируют с помощью накожных отводящих электродов.

Одной из наиболее важных задач, решаемых при помощи электромиографии, является уточнение локализации поражения мышц, нервов и структур спинного и головного мозга.

Исследование желательно проводить на кушетке лежа, чтобы можно было максимально расслабить мышцы. Располагать аппарат и находиться исследователю лучше

с правой стороны от больного, причем аппарат – на уровне головы пациента с ориентацией дисплея от окна, чтобы не было световых бликов на экране. Температура помещения должна быть не ниже 26 градусов, чтобы не охлаждались конечности больного, температуру которых с помощью лампы необходимо поддерживать на уровне 34-35 градусов. Целесообразно исследование проводить в одно и то же время дня. Перед проведением исследования больному по возможности отменяют антихолинэстеразные препараты, миорелаксанты, транквилизаторы и др., если это не противопоказано больному. До начала проведения исследования необходимо провести беседу с больным о возможных неприятных ощущениях при игольчатой и стимуляционной ЭМГ, необходимо выяснить противопоказания к проведению стимуляционных методик исследования (наличие электрического водителя ритма сердца, гипертоническая болезнь, церебральный и коронарный атеросклероз III ст.). Длительность исследования не должна превышать 45-60 минут. При необходимости исследование может быть продолжено на следующий день.

Больной при обследовании находится в положении лежа на спине. Врач-исследователь располагается на стуле справа от больного. Дисплей электромиографа располагается напротив врача. Правой рукой врач манипулирует электродами, а левой – управляет работой прибора. При проведении игольчатой ЭМГ у взрослых в период одного исследования достаточным является обследование 3-6 мышц. У детей удается обследовать, как правило, 2-4 мышцы. Часто исследуется четырехглавая мышца бедра, так как она легко подвержена произвольному контролю и наиболее часто поражается при различных видах патологии. Для уменьшения неприятных болевых ощущений игольчатый электрод вводят в мышцу быстрым движением. Последующее перемещение иглы в другие участки мышцы также желательно проводить быстрым продвижением на 2-3 мм.

Элеронейромиографическое исследование выполняется при помощи специальных приборов – элронейромиографов. Элронейромиограф - прибор для активации, регистрации и изучения биопотенциалов мышц и нервов. Используемые в последнее время компьютерные элронейромиографы имеют ряд преимуществ в регистрации, обработке, накоплении сигналов. Современные элронейромиографы состоят из электродов, соединительных проводов, предусилительного блока с аналого-цифровым преобразователем, усилителей, дисплея, компьютерного блока и стимулятора.

Соединительные провода, или кабель соединяют электроды со входом в предусилитель. Современные конструкции электромиографов укомплектованы соединительными проводами, которые с помощью разъемов отсоединяются от электродов, что позволяет стерилизовать и обрабатывать электроды отдельно от чувствительных к высокой температуре и химическим дезинфицирующим веществам соединительных проводов. Соединительные провода имеют специфические различные разъемы для игольчатых и поверхностных электродов. Кабели для соединения игольчатых электродов с предусилителем имеют не только пластмассовое покрытие, но и металлическую оплетку (экран), которая надежно защищает рабочий сигнал от помех. Это позволяет регистрировать низкоамплитудную активность (потенциалы фибрилляций и др.) при высокой чувствительности усилителей. Соединительные провода для поверхностных (накожных) электродов часто не имеют металлического экрана, поэтому регистрация на высокой чувствительности (50-100 мкВ/см) как произвольной активности, так и вызванной активности при патологии становится проблематичной из-за значительных помех. Слишком длинные соединительные провода увеличивают помехи, сотрясение электродов вызывает значительное искажение рабочего сигнала.

Соединительные провода от различных входов усилителя функционально неравно-значны. Для регистрации негативного отклонения потенциала вверх от нулевой линии провод от первого входа усилителя (вход 1) необходимо присоединять к активному электроду, от второго входа усилителя (вход 2) - к референтному электроду.

Соединительные провода соединяют электроды с предусилительным блоком, в одном корпусе с которым, как правило, располагают и аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

Частично усиленный в предусилителях сигнал без значимых потерь по экранированным проводам поступает в **усилительный блок**. АЦП переводит аналоговый сигнал в цифровой. Дальнейшая передача сигнала в виде цифровой информации происходит без потерь и искажений. Перевод аналогового сигнала (непрерывно изменяющегося) в цифровой (дискретный код) называют квантованием.

Визуализация биопотенциалов мышц и нервов возможна на экране дисплея. Однако для этого необходим сигнал с величиной, измеряемой в вольтах, а амплитуда ЭНМГ сигналов в тысячи и миллион раз меньше. **Усилитель** электромиографа позволяет низкоамплитудные регистрируемые сигналы, измеряемые в микровольтах, усилить в 1000-1000000 раз. Этот процесс осуществляется в несколько этапов.

Первый этап - это предусиление, которое позволяет усилить сигнал в 500 раз. На последующих этапах сигнал усиливается в 2-2000 раз. Высокий коэффициент усиления современных усилителей (1:1000000) приводит не только к усилению необходимого регистрируемого сигнала, но и к значительному усилению наводящих токов. Источником таких наводок наиболее часто являются переменные потенциалы сети 50 Гц, которые значительно превышают уровень биопотенциалов. Подавлять такие сигналы позволяют дифференциальные усилители, т.е. усилители с симметричным входом. По сравнению с усилителями с несимметричным входом, где измерялось колебание между исследуемым потенциалом и нулевым потенциалом земли, дифференциальный усилитель измеряет разность потенциалов между двумя электродами (активным и референтным), которые соединены с первым и вторым входом усилителя. В этом случае наводящие потенциалы симметрично будут поступать на оба входа усилителя и нейтрализовываться в схеме усилителя за счет инвертирования сигнала в противофазу с одного из входов усилителя. Такая способность усилителя подавлять симметричный сигнал получила название режекции и измеряется она коэффициентом режекции. Коэффициент режекции должен превышать 100000. Это значит, что усилитель в сто тысяч раз больше усиливает полезный сигнал, чем сигнал помехи. Чтобы регистрировать биопотенциалы без искажения и частичной потери сигнала, усилители имеют большое входное сопротивление предусилителя (100-200 Мом), которое должно значительно превышать межэлектродное сопротивление, составляющее около 50 КОм. Проверку межэлектродного сопротивления в электромиографах позволяет осуществить специальное тестирующее устройство. Показатели межэлектродного сопротивления 1, 2, 5, 10, 20 и 50 КОм допустимы для проведения исследования. При межэлектродном сопротивлении выше 50 КОм амплитуда зарегистрированного потенциала будет меньше реального значения, кроме того, появятся или значительно возрастут помехи (наводка 50 Гц).

Усилитель электромиографа является широкополосным усилителем, т.е. способен усиливать потенциалы в диапазоне от 0,5 Гц до 20000 Гц (20 КГц). Регулируют полосу пропускания частот усилителя фильтры высоких и низких частот. Сужение полосы пропускания частот усилителя за счет ограничения высоких частот (до 5, 2, 1 КГц) приводит к снижению амплитуды высокочастотных сигналов или их исчезновению.

Дисплей, или визуализатор, является составляющей частью электромиографа и позволяет увидеть регистрируемые сигналы мышц и нервов на экране. В компьютерных электромиографах функцию дисплея выполняет монитор компьютера. Луч электронно-лучевой трубки выводится на экран с перемещением слева направо за счет подачи стандартного напряжения в горизонтальной плоскости. Такое перемещение луча в горизонтальной плоскости называют горизонтальной разверткой. Смещение луча в вертикальной плоскости (вертикальная развертка) обусловлено меняющимся напряжением, подаваемым в вертикальной плоскости с канала усилителя.

Таким образом, ЭНМГ сигнал, усиленный в усилителе, отклоняет луч вверх и вниз, формируя графическую форму потенциала, которая для удобства восприятия с помощью синхроимпульса располагается всегда в заданной области экрана. Для удобства представления ЭНМГ сигналов на экране используется триггерная система представления нерегулярно появляющихся сигналов с помощью синхроимпульса. Синхроимпульс – импульс, генерирующийся одновременно с рабочим сигналом и подающийся на экран для «запуска» горизонтальной развертки, чтобы зарегистрированный сигнал выводился на экран в заданном месте и был хорошо виден.

Для регистрации событий, до триггерного выведения сигнала на экран используется система задержки между синхроимпульсом и регистрируемым потенциалом. Величина задержки в зависимости от скорости горизонтальной развертки составляет несколько миллисекунд. Скорость горизонтальной развертки устанавливается в соответствии с длительностью сигнала и удобством его визуального анализа. При низкой скорости горизонтальной развертки ее выражают в см/с (сантиметры, или деления в секунду) как, например, при регистрации поверхностной ЭМГ; при большой скорости развертки – в мс/см (миллисекунды в сантиметре, или делении) как, например, при измерении скорости проведения импульса по нерву. Скорость луча в вертикальной плоскости отражает чувствительность канала усилителя и выражается обычно в мкВ/см (мкВ/дел) или в мВ/см (мВ/дел). Чем выше чувствительность, тем больше скорость вертикальной развертки.

Количество горизонтальных линий на экране соответствует числу каналов усилителя.

В компьютерных электромиографах при работе по протоколам отдельных методик (определение скорости проведения по нервам, исследование параметров потенциалов действия двигательных единиц и др.) используется, как правило, один канал, в связи с этим дополнительные горизонтальные трассы (пробеги луча) используются для вывода на экран последующих сигналов, получаемых по одному каналу.

Компьютерный блок значительно облегчает проведение исследования и анализ зарегистрированных сигналов. Компьютер электромиографа позволяет управлять с одной клавиатуры рядом процессов: выбирать канал усилителя, устанавливать чувствительность, граничные низкие и высокие частоты каналов усилителя, проверять межэлектродное сопротивление, подавать калибровочный сигнал, накапливать и обрабатывать регистрируемые сигналы, управлять стимулятором и печатающим устройством. Оснащение электромиографа компьютером позволило значительно облегчить процесс накопления ЭНМГ потенциалов и хранить их в оперативной памяти компьютера. Это значительно сокращает время обследования больного, так как после окончания обследования пациента записанные потенциалы можно просмотреть, выбрать необходимые для анализа и, после удаления ненужной излишней информации, обработать. Электромиографические кривые можно запомнить на жесткий диск компьютера, т.е. архивировать, и использовать эту информацию при динамическом наблюдении. При необходимости иметь документальную копию картина сигналов на экране может быть распечатана на принтере.

Электростимулятор позволяет раздражать нервы на протяжении и регистрировать так называемые вызванные потенциалы, т.е. те, которые возникают искусственно в исследовательских целях. Работа стимулятора синхронизирована с монитором для того, чтобы вызванные потенциалы мышц и нервов предъявлялись на экране в одном и том же месте. Стимулятор может генерировать как постоянный ток, так и импульсный ток. В ЭНМГ исследовании в основном используют импульсный ток. Стимулятор генерирует импульсы прямоугольной формы. Интенсивность воздействия импульса определяется его площадью, т.е. как амплитудой, так и длительностью. Стимулятор может генерировать импульсы фиксированной длительности: 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.5, 0.7 и 1.0 мс. В сформированных протоколах электромиографа длительность импульса, как правило,

установлена 0.1 мс. При необходимости длительность можно изменять, например, при частичной денервации мышц длительность повышают до 1 мс, так как нерв становится плохо чувствительным к импульсам малой длительности, и амплитуда ответов может быть заниженной или вовсе отсутствовать. Длительность импульса больше 1 мс не применяется, так как в этом случае значительно увеличивается артефакт от раздражающего стимула, который деформирует нулевую линию между окончанием раздражающего стимула и началом регистрируемого сигнала. Интенсивность стимула регулируется плавно с клавиатуры компьютера. Интенсивность раздражения может регулироваться по току (от 0.1 до 100 мА) или по напряжению (до 0,5-500 вольт). Предпочтительнее использовать выход стимулятора по току, так как на возбуждающее действие оказывает влияние величина проходящего через ткань тока, а не величина напряжения. Кроме одиночных стимулов, возможна ритмическая подача стимулов или пачек стимулов с частотой от 0.1 Гц до 100 Гц. Стимуляторы реализуют режим подачи парных стимулов с регулированием межстимульного интервала, что необходимо при проведении методики с парной стимуляцией в тестировании синаптической передачи и Н-рефлекса.

Электроды при проведении исследования накладываются на двигательные точки мышц и нервов. При проведении количественных исследований ЭНМГ в динамике целесообразно для отведения биоэлектрической активности с одной и той же точки оставлять отводящие электроды на мышце, если повторные исследования проводятся через короткие промежутки времени (часы), либо проводить маркировку точек йодом или спиртовым раствором бриллиантовой зелени. При установке биполярных поверхностных электродов на фиксированной платформе электроды располагают вдоль мышцы таким образом, чтобы один электрод находился над двигательной точкой, а другой был смещен от нее к сухожилию для того, чтобы получить максимальную разницу потенциалов. Расположение биполярных электродов поперек мышцы приводит к размещению обоих электродов в проекции цепочки концевых пластинок мышцы, которая проходит по экватору, и вследствие этого к занижению разности потенциалов. Использование биполярных электродов с большим межэлектродным расстоянием (более 20 мм) приведет к повышению амплитуды поверхностной ЭМГ, однако в этом случае будет наводиться активность с соседних мышц и искажать истинную амплитуду и структуру электромиограммы исследуемой мышцы. В стимуляционной ЭМГ используют монополярное отведение, когда активный электрод расположен на двигательной точке, а референтный – на сухожилии мышцы. Избирательная активация мышц при стимуляции одного нерва не дает выраженного эффекта суммации биоэлектрической активности соседних мышц. Для хорошего контакта поверхностных электродов и кожи перед наложением электродов кожу обезжиривают 70° спиртом. Для улучшения контакта электрода с кожей (уменьшения переходного сопротивления) используют прокладки с физиологическим раствором либо смачивают электроды физиологическим раствором. Можно использовать электродную пасту.

При наличии помех (наводки) при записи ЭНМГ, несмотря на предварительное обезжиривание кожи, можно дополнительно растереть кожу в месте наложения электрода докрасна ваткой со спиртом или специальной абразивной пастой, что значительно снижает переходное сопротивление.

Вопросы и задания

1. Каковы основные отделы центральной нервной системы?
2. Каково строение нейрона?
3. Каковы функции различных отделов центральной нервной системы?
4. Каком образом передается возбуждение в центральной и периферической нервной системе?
5. Каковы электрофизиологические методы изучения центральной нервной системы?

6. Дайте определение методики электроэнцефалографии. Каковы основные ритмы электроэнцефалограммы?
7. Дайте определение электронейромиографии. С какой целью применяется этот вид исследования?

Список литературы

Основная 1.3

Дополнительная 2, 4

Интернет ресурсы 1,2

5. Приборы и методы измерений параметров дыхательной системы

Цели и задачи: формирование общенаучной методологической компетенции, предполагающей знание современных концептуальных подходов к исследованию дыхательной системы, изучению механизма формирования дыхательных объемов, изучению структурной схемы приборов для их измерения, применение методов изучения дыхательной системы в практике

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

- знать механизмы формирования дыхательных объемов (ОПК-3)
- уметь использовать базовые теоретические знания для решения профессиональных задач, сформировать понимание основных физиологических процессов, происходящих в миокарде (ОПК-3)
- владеть основными представлениями о структурной схеме приборов для измерения дыхательных объемов (ОПК-3)

Актуальность темы:

Изучение механизмов формирования дыхательных объемов и методов их измерения будет способствовать пониманию развития патологических отклонений со стороны органов дыхания и методов их коррекции.

Теоретическая часть

Для диагностических исследований дыхательной системы, называемых легочными функциональными тестами, используется аппаратура двух различных типов. Приборы первого типа применяются для исследования механики дыхания и определения физических характеристик легких, приборы второго типа – для измерения диффузии газов в легких, распределения кислорода по клеткам тела и отведения углекислого газа.

К приборам для легочной терапии относятся системы для снабжения организма кислородом, оказания помощи при дыхании и управления процессом дыхания, увлажнения воздуха или кислорода и введения терапевтических средств с помощью ингаляции (распыления лекарственных средств).

Механические характеристики дыхания описывают способность человека втягивать в легкие воздух из атмосферы и выбрасывать из легких использованный воздух. На эту способность влияют различные компоненты дыхательного пути, диафрагма и соответствующие мышцы, грудная клетка с относящимися к ней мышцами и характеристики самих легких. Для оценки каждого из этих факторов можно провести определенные тесты, но не существует единственного эксперимента, который позволил бы адекватно оценить общее функционирование дыхательной системы

Легочные объемы

В число основных легочных исследований входят тесты, рассчитанные на определение легочных объемов. Эти параметры, зависящие от физических характеристик человека и состояния его дыхательной системы, показаны на рис. 1. На рисунке представлен график, характеризующий процесс дыхания; время измеряется оправа налево. Вдох изображается смещением кривой вверх, выдох смещением кривой вниз. За несколькими циклами спокойного дыхания следует максимальный выдох и затем максимальный вдох; после этого пациент снова начинает дышать спокойно. По форме этой кривой можно определить различные легочные объемы следующим образом:

Дыхательный объем (ДО), или нормальная глубина дыхания, — объем газа, вдыхаемого или выдыхаемого при каждом нормальном, спокойном дыхательном цикле.

Резервный объем вдоха (РОВ) — максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть с максимальным усилием после конечного нормального уровня вдоха. *Конечный нормальный уровень вдоха* — это уровень, который достигается в конце нормального, спокойного вдоха.

Резервный объем выдоха (РОВ_{вд}) — максимальный объем воздуха, который можно выдохнуть после достижения нормального конечного уровня выдоха с максимальным усилием. *Конечный нормальный уровень выдоха* — это уровень, который достигается в конце нормального, спокойного выдоха.

Остаточный объем (ОО) — объем газа, оставшийся в легких после максимального выдоха.

Жизненная емкость легких (ЖЕЛ) — максимальный объем газа, который может быть выдохнут из легких с максимальными усилиями после максимального вдоха. Она является разностью между уровнем максимального вдоха и остаточным объемом, процесс ее измерения не связан с определенными моментами времени. Жизненную емкость легких можно определить и как сумму дыхательного объема, резервного объема вдоха и резервного объема выдоха.

Емкость вдоха (ЕВ) — максимальный объем газа, который можно вдохнуть после достижения конечного уровня выдоха. Она представляет собой сумму дыхательного объема и резервного объема вдоха.

Общая емкость легких (ОЕЛ) представляет собой количество газа, содержащееся в легких в конце максимального вдоха. Она является суммой жизненной емкости и остаточного объема. Общая емкость легких является также суммой дыхательного объема, резервного объема вдоха, резервного объема выдоха и остаточного объема.

Функциональная остаточная емкость (ФОЕ или FRC) — объем газа, остающийся в легких после обычного спокойного выдоха. Она представляет собой сумму остаточного и резервного объемов выдоха. ФОЕ можно также определить, вычитая из общей емкости легких емкость вдоха. Ее часто рассматривают как опорное значение при определении других объемов и емкостей, так как она более стабильна, чем конечный уровень вдоха.

Кроме этих объемов и емкостей при исследовании механизма дыхания используются и другие, связанные с ними величины, например *минутный дыхательный объем*, характеризующий общие возможности дыхательного аппарата. Он определяет количество воздуха, вдыхаемого в течение 1 мин в спокойном состоянии. Его можно вычислить, умножив дыхательный объем на число циклов дыхания в минуту.

Для оценки мышечной мощности, проявляющейся в процессе дыхания, и сопротивления воздушных путей используются несколько форсированных испытаний системы дыхания. Среди определяемых при таких испытаниях величин назовем *форсированную жизненную емкость (ФЖЕ)*, которая представляет собой результат измерения жизненной емкости, проведенного с максимально возможной скоростью. По определению ФЖЕ представляет собой общее количество воздуха, которое можно при максимальном усилии выдохнуть с максимальной скоростью после максимально возможного вдоха. Если измерения проводятся с учетом времени, необходимого для

выполнения конкретного функционального испытания, то их называют *временными измерениями жизненной емкости*.

Величина, характеризующая максимальное количество газа, которое можно выдохнуть за данное время (в секундах), называется *объемом форсированного выдоха* (ОФВ или FEV). Обычно при обозначении этой величины используется индекс, указывающий число секунд, которое было затрачено на выполнение измерения. Например, обозначение ООВ_i(или FEV_i) указывает максимальное количество воздуха, которое можно выдохнуть за 1 с сразу после максимального вдоха, а обозначение ОФВ₃ (или FEV₃) — максимальное количество воздуха, которое можно выдохнуть за 3 с. Иногда ОФВ выражают в процентах форсированной жизненной емкости.

Так как измерения форсированной жизненной емкости часто бывает трудно проводить из-за возбуждения пациента или вследствие инерционности прибора, то измеряют величину, называемую максимальным потоком в середине выдоха (МПСВ или MMF). Этот поток измеряют в момент времени, соответствующий средней части кривой, характеризующей форсированную жизненную емкость (от уровня 25% до уровня 75%). Соответствующие измерения ОФВ (или FEV) обозначают ОФВ 25-75%.

Важным измеряемым параметром является максимальная скорость выдыхаемого потока, которая представляет собой скорость потока во время выдоха первого литра газа после того, как будет выдохнуто 200 мл в начале объема форсированного выдоха. Она отличается от пикового потока, который представляет собой максимальную скорость воздушного потока, достигаемую в любой момент времени во время форсированного выдоха.

Полезный измеряемый параметр, который позволяет оценить дыхательный механизм в целом, максимальная емкость дыхания (МЕД или MBC) или максимальная объемная вентиляция (МОВили MVV). Она определяется максимальным количеством воздуха, которое можно вдохнуть и выдохнуть за определенный интервал времени, например за 15 или 20 с. Представляет клинический интерес и отношение максимальной емкости дыхания к жизненной емкости.

Растяжимость и сопротивление воздушных путей

Описанные измерения объемов и емкостей, особенно форсированные, являются хорошими индикаторами растяжимости легких и грудной клетки и сопротивления воздушных путей. Однако возможны и прямые измерения этих параметров, я они часто используются при исследовании функционирования легких.

Для определения растяжимости, которая определяется как увеличение объема легких на единицу увеличения давления в легких, необходимо измерить вдыхаемый или выдыхаемый объем газа и давление в грудной клетке. Значения растяжимости обычно приводятся в литрах на сантиметр H₂O.

Сопротивление воздушных путей представляет собой отношение давления к потоку воздуха. Следовательно, для определения сопротивления воздушных путей в сантиметрах водяного столба на литр на секунду (см вод. ст./л/с) необходимо измерить внутриальвеолярное давление в сантиметрах водяного столба и потока воздуха в литрах в секунду. Большинство измерений сопротивления воздушных путей проводится в момент, соответствующий уровню функциональной остаточной емкости (конец выдоха) или вблизи нее.

Спирометр, спирометрия

Для измерения дыхательных объемов чаще всего используется лабораторный прибор, называемый регистрирующим спирометром (рис. 8.2). С его помощью можно измерить все объемы и емкости легких, которые могут быть определены путем измерения количества выдыхаемого газа при заданном наборе условий или в течение определенного интервала времени. К таким измерениям относятся измерения временной жизненной емкости и объема форсированного выдоха. С помощью спирометра нельзя определить лишь объемы и емкости, требующие измерения параметров газа, который не может быть

выведен из легких ни при каких условиях. Сюда относятся измерения остаточного объема, функциональной остаточной емкости и общей емкости легких.

Обычный спирометр состоит из подвижного колпака (колокола), который открытым концом опущен в камеру с водой. Внутри колпака над поверхностью воды находится газ, которым будет дышать пациент. Колпак уравновешен грузом, что позволяет поддерживать газ внутри него под атмосферным давлением; при этом вес его части, находящейся над уровнем воды, пропорционален количеству газа в колпаке. Дыхательная трубка соединяет рот пациента с газом под колпаком. Когда пациент дышит в трубку, колпак перемещается вверх и вниз при каждом выдохе и вдохе пропорционально объему вдыхаемого или выдыхаемого воздуха. К колпаку или к балансировочному механизму прикрепляется перо, которое записывает перемещение колпака на расположенном рядом барабанном регистраторе, называемом кимографом. При вращении кимографа перо рисует кривую, характеризующую дыхание пациента.

Существуют спирометры с колпаками различных объемов, но чаще всего используются колпаки объемом 9 и 13,5 л. Хорошо сконструированный спирометр оказывает очень небольшое сопротивление воздушному потоку, а колпак имеет малую инерционность. В кимографе используются различные скорости перемещения бумаги, чаще всего 32, 160, 300 и 1920 мм/мин. Прибор непосредственно регистрирует основной минутный объем, вентиляцию или максимальную дыхательную емкость. Эквивалентную вентиляцию для кислорода можно вычислить с помощью наклонных линий спирограммы для вентиляции и характеристик поглощения кислорода.

Безводные спирометры, которые также используются в клинических условиях, действуют по тому же принципу. В этом приборе вдыхаемый и выдыхаемый воздух попадает в камеру, ограниченную двумя параллельными металлическими крышками (типа кювет), соединенными шарнирами вдоль одного края. Пространство между этими крышками ограничивается гибкими мехами (подобными мехам кузнечного горна), образующими стенки камеры. Одна крышка, в которой находится входное отверстие для воздуха, прикреплена к корпусу прибора, а другая – свободно отклоняется и перемещается по отношению к первой. Когда воздух входит в камеру или выходит из нее, подвижная крышка изменяет свое положение, компенсируя изменение объема. Конструкция выполнена таким образом, что крышка перемещается даже при очень малых изменениях объема. Хорошо сконструированный клиновой спирометр реагирует на почти необнаруживаемое давление воздуха в легких пациента. В приборе формируются электрические сигналы, пропорциональные объемам и параметрам потока воздуха, по которым можно определить все необходимые данные.

В аналогичном безводном спирометре объем камеры изменяется за счет перемещения легкого поршня, который при поступлении воздуха в камеру или при выходе воздуха из камеры свободно перемещается в цилиндре. Герметичность камеры обеспечивается уплотняющей прокладкой из силиконовой резины между поршнем и стенками камеры. Характеристики этого прибора аналогичны характеристикам клинового спирометра.

В приборах другой группы, называемых электронными спирометрами, с помощью электронных устройств по данным измерения воздушного потока вычисляются различные объемы и емкости. Этот прибор позволяет записать результаты, аналогичные тем, которые получают на обычных спирометрах, и обеспечивает числовой отсчет измеряемых параметров. В нем применяются преобразователи воздушного потока различных типов, в которых используются такие устройства, как небольшие работающие от дыхания турбинки и нагретые проволоки, охлаждаемые проходящим через прибор при дыхании воздухом.

Бронхоспирометр представляет собой двоянный спирометр, который измеряет объемы и емкости каждого легкого отдельно. Устройство для ввода воздуха в прибор представляет собой трубку с двумя полостями; трубка раздваивается и каждый конец

можно ввести в воздушный тракт каждого легкого; это обеспечивает изоляцию, позволяющую производить дифференциальные измерения. Основной функцией бронхоспирометра является предоперационная оценка поглощения кислорода в каждом легком.

Обычно на выходе спирометра получают спирограмму – запись, которая читается справа налево. В этом конкретном примере при вдохе перо перемещается вниз, а при выдохе – вверх. В некоторых спирометрах перо при вдохе перемещается вверх. Для получения спирограммы пациента просят дышать через мундштук спирометра. При этом нос зажимают специальным зажимом, так что все дыхание осуществляется через рот. Сначала регистрирующее устройство включают на малую скорость (обычно 32 мм/мин) для измерения жизненной емкости. Для получения показанной на рисунке спирограммы сначала пациент в течение короткого промежутка времени дышит спокойно в обычных условиях; это позволяет определить опорную или базовую линию. Затем его просят полностью выдохнуть и затем вдохнуть как можно больше воздуха, столько, сколько он может. При этом регистрируется жизненная емкость, эту запись можно видеть в правой части рисунка. В состоянии максимального вдоха пациент на короткое время задерживает дыхание, и за это время регистратор переключается на максимальную скорость записи (например, 1920 мм/мин). Затем пациента просят выдохнуть весь воздух как можно быстрее, при этом получается запись кривой ФОБ.

При измерении МОВ регистратор переключается на промежуточную скорость. После короткого отдыха производится запись нескольких циклов обычного дыхания. Затем пациента просят вдыхать и выдыхать как можно быстрее в течение 10 с.

Большинство спирометрических измерений повторяется два или три раза. В качестве конечного результата выбирают максимальные значения, так как это гарантирует, что пациент выполнил тест с максимальными для него возможностями. Одни приборы калиброваны для непосредственного отсчета результатов, в других высоту записанной кривой нужно преобразовать в литры с помощью калибровочного коэффициента для этих приборов, который называется спирометрическим (его можно взять из таблицы или из графика).

Кроме спирограммы существуют и другие виды выходных сигналов, в том числе и цифровой отсчет (особенно часто в безводных и электронных спирометрах). Некоторые приборы имеют даже встроенные вычислительные блоки, которые позволяют автоматически вычислять объемы и емкости по данным основных измерений.

При использовании спирометров (и большинства других приборов для исследования специальных легочных функций, которые мы рассмотрим ниже) чаще всего возникают трудности, связанные с поведением пациента. Измерения ФОВ, например, не будут правильными, если пациент не будет прилагать всех своих усилий, чтобы выдохнуть весь воздух так быстро, как он только может. Важной частью методики проведения этих измерений является объяснение пациенту смысла и правил выполнения этой процедуры и стремление обеспечить его полное сотрудничество. При наличии опыта и большой практики медсестры, врачи или технические специалисты, проводящие эти измерения, внимательно наблюдая за пациентом и за записью спирограммы, обычно могут сказать, делает ли пациент все, что он может. Например, наличие скачков или разрывов на кривой ФОВ указывает, что пациент не прикладывает всех своих усилий в течение всего измерения.

Другой возможной причиной неточности при спирометрических измерениях являются утечки воздуха. Во время записи сигналов спокойного дыхания в начале измерений необходимо убедиться, что средний уровень изменения дыхательного объема не имеет постепенного дрейфа. Наличие такого дрейфа указывает, что воздух уходит из замкнутой камеры прибора или из соответствующих соединительных трубок. Утечки необходимо обнаружить и устранить, только в этом случае можно получить правильные результаты.

В клинических условиях используются и другие приборы, которые выполняют некоторые функции спирометра, например индикатор легочных функций. По результатам единственного форсированного выдоха с помощью преобразователя с нагретой проволокой (этот тип преобразователя используется в некоторых электронных спирометрах) этот прибор вычисляет пиковый поток воздуха, ООВ, ООВ₃, ЖЕЛ и каждый ФОВ в процентах от ЖЕЛ. Результаты выводятся на измерительный прибор.

Другие приборы такого типа дают распечатку результатов, что позволяет обеспечить постоянную регистрацию.

МОВ можно измерить также с помощью трубки, через которую пациент быстро дышит воздухом из резинового баллона, заполненного известным количеством газа. По мере того как пациент дышит в течение 15 с, воздух из баллона выходит; в конце опыта измеряют изменение объема баллона. Приближенные значения МОВ можно определить с помощью таблицы, которая прикладывается к прибору.

С помощью спирограммы и выходных данных приборов, описанных выше, можно определить все объемы и емкости легких, кроме тех, определение которых требует измерения объемов воздуха, остающегося в легких и в воздушных путях после максимального выдоха. Среди таких параметров можно назвать ФОВ и ОЕЛ.

Остаточный объем можно измерить, используя смесь инертных газов. Для таких исследований необходим газоанализатор.

При методе замкнутого контура пациент дышит заполняющим спирометр маркерным газом (водородом или чаще гелием), объем и концентрация которого известны. Через несколько минут, когда легочный и маркерный газы полностью перемешаются, измеряют объем и концентрацию газов и по их пропорции вычисляют остаточный объем.

При методе открытого контура, или при методе вымывания азота, пациент дышит чистым кислородом и выдыхает в спирометр, из которого удален кислород. Если пациент дышит воздухом, то остающийся в его легких газ содержит 78% азота. Когда он начинает дышать чистым кислородом, то кислород смешивается с остающимся в легких газом и при каждом цикле дыхания некоторое количество азота будет «вымываться» из легких. Измеряя количество азота в каждом выдохе, можно построить кривую вымывания, по которой можно вычислить объем воздуха, который оставался в легких в начале эксперимента. Наиболее удобным для начала проведения таких измерений участком цикла дыхания является конец нормального выдоха, который представляет собой ФОВ.

Функциональная остаточная емкость (ФОВ, FRC) (вычтя из нее резервный объем выдоха, можно также определить ОО) можно измерить с помощью плетизмографа для всего тела. Этот прибор представляет собой воздухонепроницаемую камеру, в которую помещается пациент (в сидячем положении). Пациент дышит воздухом, находящимся внутри камеры, через трубку, в которой расположены преобразователь воздушного потока, и заслонку, перекрывающую трубку в определенные моменты исследования.

Преобразователи давления измеряют давление воздуха в дыхательной трубке между пациентом и заслонкой и внутри камеры. Количество воздуха в камере, включая и тот воздух, что находится в легких пациента, остается в течение исследования постоянным, так как воздух не может проникнуть в камеру или выйти из нее. Однако, когда пациент сжимает воздух в своих легких во время выдоха, общий объем его тела уменьшается, что приводит к уменьшению давления в камере. И наоборот, когда пациент делает вдох, который происходит за счет разрежения или уменьшения давления воздуха в полости грудной клетки, объем его тела увеличивается и давление в камере возрастает. При измерениях ФОВ заслонку в дыхательной трубке закрывают. При отсутствии потока воздуха давление во рту (воспринимаемое преобразователем в трубке) можно считать равным альвеолярному. Пациента просят медленно делать дыхательные движения при закрытой заслонке. При этом он попеременно сжимает и расширяет воздух в легких. Измеряя изменения давления воздуха во рту и соответствующие изменения объема грудной клетки (равные по значению и противоположные изменениям объема камеры вне

тела пациента), можно вычислить объем грудной клетки. Если исследования выполняются на конечном уровне выдоха, то объем грудной клетки будет равен ФОЕ.

При использовании плетизмографа для всего тела необходимо следить, чтобы пациент правильно выполнял все инструкции. Когда пациент войдет в камеру в первый раз, необходимо подождать несколько минут, чтобы воздух внутри камеры нагрелся до температуры тела. Необходимо также выровнять давление внутри камеры с атмосферным давлением с помощью соленоидного¹ клапана, который можно открыть на короткое время. Перед началом измерений необходимо провести тщательную калибровку в точном соответствии с инструкциями изготовителя. Для получения надежных и достоверных результатов измерений необходимо, чтобы персонал, работающий с плетизмографом для всего тела, был знаком с правилами использования соответствующей регистрирующей аппаратуры и дисплеев.

Измерение сопротивления воздушных путей и растяжимости легких. Так как для определения растяжимости легких и сопротивления воздушных путей необходимо измерить давление, то методы измерения внутриальвеолярного и плеврального давлений занимают важное место в работе функциональных легочных лабораторий. К сожалению, измерение этих давлений связано с целым рядом трудных проблем, вызванных в первую очередь недоступностью полостей тела, в которых они должны быть выполнены. Поэтому были разработаны косвенные методы.

Плетизмограф для всего тела можно использовать для измерений внутриальвеолярного давления. При этих измерениях заслонка в дыхательной трубке открывается. Так как вдыхаемый воздух забирается из камеры, то давление или изменение объема в камере противоположны изменениям давления в легких. Так как при перекрытой дыхательной трубке давление во рту и внутриальвеолярное совпадают, то данные для калибровки измерений получают следующим образом: в начале исследований пациента просят дышать в течение нескольких секунд при закрытой заслонке.

Сопротивление воздушных путей можно определить, измеряя одновременно внутриальвеолярное давление и воздушные потоки в плетизмографе для всего тела. В дыхательной трубке можно установить любой преобразователь воздушного потока. Однако для этих целей наиболее широко используется пневмотахометр. В этом устройстве используется следующий принцип: поток воздуха, проходя через сопло, создает перепад давлений по диаметру сопла, который зависит от скорости воздуха. В наиболее распространенных пневмотахометрах сопло образуется набором капилляров или перфорированным металлическим экраном. Так как поперечное сечение сопла фиксировано, то разность давлений можно откалибровать так, что она будет точно характеризовать параметры потока. Для измерения разности давлений можно использовать два преобразователя давлений или дифференциальный преобразователь давления.

При измерениях интраторакальных давлений в пищевод пациента вводится баллон, который таким образом попадает в грудную клетку. Так как этот баллон испытывает интраторакальное давление, то, измеряя это давление относительно давления во рту с помощью какого-либо дифференциального преобразователя давления, мы получим разность этих давлений, откуда легко определить искомую величину.

При обнаружении препятствий или помех в малых воздушных путях в легких часто используют измерение объема замыкания – объема, при котором некоторые зоны легких не вентилируются, что вероятнее всего происходит из-за повреждений воздушных путей. Для определения этого объема можно использовать два метода. При использовании метода шарика (bolusmethod) небольшое количество маркерного газа (обычно аргона, ксенона или гелия) вдыхается и попадает в остаточный объем. Затем пациента просят вдыхать воздух до тех пор, пока не достигнет максимального для него уровня вдоха, и затем выдыхать его так медленно, как только можно. Пациенты со средним объемом легких могут выполнить такой выдох за 8...10 с. Во время этого

выдоха наблюдают за концентрацией маркерного газа во рту; затем эти данные сопоставляют с объемом легких.

При втором методе в качестве маркерного газа используется остаточный азот в легких. В процессе проведения измерений пациент заполняет легкие чистым кислородом и затем выдыхает весь воздух с максимальным усилием. При этом строится график зависимости концентрации азота в выдыхаемом воздухе от изменяющегося объема легких. При достижении определенного значения концентрация азота внезапно начинает возрастать более резко. Объем замыкания представляет собой разность между этим значением и значением остаточного объема; обычно он выражается в процентах жизненной емкости легких пациента.

Измерение газового обмена и распределения газов.

При попадании воздуха в легкие должен произойти обмен кислородом и двуокисью углерода между воздухом и кровью в легких и между кровью и клетками в тканях тела. Кроме того, газы должны транспортироваться кровью от легких к тканям тела. Смещение газов в легких, вентиляции альвеол и обмен кислородом и двуокисью азота между воздухом и кровью в легких – все эти процессы происходят в результате диффузии. Диффузия представляет собой перемещение молекул газа из точек с более высокой концентрацией в точки с меньшей концентрацией для выравнивания разности концентраций. Этот процесс может происходить тогда, когда газ в камере распределен неравномерно или когда с двух сторон проницаемой для газа мембраны существует разность концентраций газа. Для определения эффективности газового обмена и диффузии необходимо измерить количество газов (кислорода и двуокиси углерода) и в выдыхаемом воздухе, и в крови. Количественное содержание кислорода или двуокиси углерода в выдыхаемом воздухе можно измерить с помощью газовых анализаторов различного типа. Небольшая проба анализируемой смеси газов вводится в камеру, объем которой можно измерить. Затем в камеру вводится жидкость, которая поглощает один из газов (например, кислород). Когда кислород будет поглощен жидкостью, объем пробы соответствующим образом уменьшится. Разность объемов до и после поглощения кислорода равна количеству кислорода, которое содержалось в пробе. Процесс повторяется, но при этом в камеру вводят жидкость, которая поглощает двуокись углерода.

Количественное содержание различных газов в выдыхаемом воздухе можно также определить и с помощью газового хроматографа, в котором газы разделяются в процессе протекания их через колонку, содержащую различные вещества, взаимодействующие с газами. Количество каждого газа измеряется по мере того, как он выходит из трубки.

Вопросы и задания;

1. Каковы физические основы процесса дыхания?
2. Каковы основные показатели процесса дыхания?
3. Что такое легочные объемы?
4. Дайте определение растяжимости и сопротивления воздушных путей.
5. В чем заключается принцип измерения легочных объемов или спирометрия?
6. Каково устройство спирометра?
7. Какие приборы еще применяются для изучения состояния органов дыхания?
8. Какими методами проводится измерение газового обмена и распределения газов?

Список литературы

Основная 1,2

Дополнительная 1,2

Интернет ресурсы 1,2

Основная литература

- 1 Медицинская электроника : специальная часть : программа : специальность 060112 - Медицинская биохимия / сост. Т. А. Андросова ; М-во образования и науки Рос. Федерации, ФГБОУ ВПО "Ставроп. гос. ун-т". - Ставрополь : Изд-во СГУ, 2011. - 18 с. - Библиогр.: с. 15-16
- 2 Стручков П.В., Веницкая Р.С., Люкевич И.А. Введение в функциональную диагностику внешнего дыхания. — М., 1996.

- 3 Щука, А. А. Электроника : учеб. пособие для вузов / А.А. Щука. - 2-е изд. - Санкт-Петербург : БХВ-Петербург, 2012. - 739 с. : ил. ; 24. - (Учебная литература для вузов). - Гриф: Рек. УМО. - Предм. указ.: с. 731-739. - Библиогр. в конце разд. - ISBN 978-5-9775-0160-6

Дополнительная литература

1. Перельман, А.Г. Приходько. Спирографическая диагностика нарушений вентиляционной функции легких. Пособие для врачей. Издание 2-е, доп. Благовещенск, 2013.
2. Г.В.Рябыкина, А.В. Соболев «Использование холтеровского мониторирования ЭКГ в диагностике ишемии», Методические рекомендации. Москва, 2012 г.
3. Гришкин Ю.И., Журавлева Н.Б. Основы клинической электрокардиографии. СПб, Фолиант, 2008
4. В.М.Тихоненко «Практикум по холтеровскому мониторированию». Санкт-Петербург, «БХВ-Петербург», 2012 г.
5. Тихомирова Т.Ф. Технология лучевой диагностики, Мн.: БГМУ, 2008г.
2. Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. Методика и техника исследования функций внешнего дыхания, М., 2003 г.

«Интернет»- ресурсы

1. <http://www.rasfd.com/> - официальный сайт ассоциации функциональной диагностики
2. <http://users.i.com.ua/~dydyrko/sonic/.htm> - blank

Список литературы:

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ

«СЕВЕРО-КАВКАЗСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Методические указания

для обучающихся по организации и проведению самостоятельной работы

по дисциплине «Медицинская электроника»

для студентов направления 03.03.02 Физика, направленность Медицинская физика

ВВЕДЕНИЕ

Цель изучения дисциплины «Медицинская электроника» состоит в формировании у студентов представления о строении и функционировании организма человека как единого целого.

Основными **задачами** изучения дисциплины являются:

- Рассмотреть индивидуальные, половые и возрастные особенности строения организма, включая перинатальное развитие (органогенез); анатомо- топографические взаимоотношения органов, показать варианты изменчивости органов и систем, пороки развития, раскрыть взаимосвязь взаимозависимость отдельных частей организма.
- Формирование у студентов знаний, умений и навыков оценки организма человека и его основных физиологических функций; обмена веществ; развития и роста организма как единого целого; единства функций и форм; нервной высшей деятельности; органов чувств; физиологии двигательного аппарата; физиологии деятельности внутренних органов.
- Показать взаимосвязь организма в целом с изменяющимися условиями окружающей среды, влияние труда и социальных условий на развитии и строение организма и систем в целом.

В результате изучения дисциплины студент

должен знать:

- Строение организма человека и различных его органов;
- Функции живого организма, его органов и тканей;
- Механизмы регуляции функций организма;
- Методы обеспечения здорового образа жизни.

Должен уметь:

- Применять современные методы и средства определения параметров организма;
- Определять степень воздействия на организм человека вредных производственных и бытовых факторов;
- Создавать оптимальные условия труда и жизнедеятельности;
- Оказывать первую медицинскую помощь.

Должен владеть:

- Методами научного анализа антропологических теорий;
- Методами исследования физического и психического развития человека в онтогенезе на различных

- возрастных стадиях;
- Приемами составления рекомендаций по профилактике и оптимизации развития человека.
- Оценивать структурные и функциональные параметры развития организма человека и выявлять его индивидуальные особенности для разработки коррекционных программ воспитания и обучения.

Методические рекомендации по изучению теоретического материала

При выполнении самостоятельного изучения теоретического материала студент должен руководствоваться следующими правилами. За основу рекомендуется брать рабочую программу учебной дисциплины в библиотеке СКФУ. Согласно плану-графику аудиторных занятий и самостоятельной работы, на изучение отдельных тем отводится разное количество часов. Значительная часть самостоятельной работы студента должна отводиться на усвоение материала по пройденной теме, написании конспекта по заданным теоретическим блокам, поиску дополнительной литературы на базе библиотеки СКФУ и в системе интернет.

Поскольку по учебному плану лекции отсутствуют, весь теоретический материал осваивается в процессе самостоятельной работы. В связи с этим работа с рекомендованной литературой обязательна. Особое внимание при этом необходимо обратить на содержание основных положений и выводов, объяснение явлений и фактов, уяснение практического приложения рассматриваемых теоретических вопросов. В процессе этой работы студент должен стремиться понять и запомнить основные положения рассматриваемого материала, примеры, поясняющие его, а также разобраться в иллюстративном материале.

Заканчивать подготовку следует составлением плана (конспекта) по изучаемому материалу (вопросу). Это позволяет составить концентрированное, сжатое представление по изучаемым вопросам.

Начинать надо с изучения рекомендованной литературы. Особое внимание при этом необходимо обратить на содержание основных положений и выводов, объяснение явлений и фактов, уяснение практического приложения рассматриваемых теоретических вопросов. В процессе этой работы студент должен стремиться понять и запомнить основные положения рассматриваемого материала, примеры, поясняющие его, а также разобраться в иллюстративном материале.

Заканчивать подготовку следует составлением плана (конспекта) по изучаемому материалу (вопросу). Это позволяет составить концентрированное, сжатое представление по изучаемым вопросам.

При необходимости следует обращаться за консультацией к преподавателю. Идя на консультацию, необходимо хорошо продумать вопросы, которые требуют разъяснения.

Ведение записей способствует превращению чтения в активный процесс, мобилизует, наряду со зрительной, и моторную память. Следует помнить: у студента, систематически ведущего записи, создается свой индивидуальный фонд подсобных материалов для быстрого повторения прочитанного, для мобилизации накопленных знаний. Особенно важны и полезны записи тогда, когда в них находят отражение мысли, возникшие при самостоятельной работе.

Важно развивать у студентов умение сопоставлять источники, продумывать изучаемый материал.

Большое значение имеет совершенствование навыков конспектирования у студентов.

Преподаватель может рекомендовать студентам следующие основные формы записи: план (простой и развернутый), выписки, тезисы.

Результаты конспектирования могут быть представлены в различных формах.

План – это схема прочитанного материала, краткий (или подробный) перечень вопросов, отражающих структуру и последовательность материала. Подробно составленный план вполне заменяет конспект.

Конспект – это систематизированное, логичное изложение материала источника. Различаются четыре типа конспектов:

- План-конспект – это развернутый детализированный план, в котором достаточно подробные записи приводятся по тем пунктам плана, которые нуждаются в пояснении.
- Текстуальный конспект – это воспроизведение наиболее важных положений и фактов источника.
- Свободный конспект – это четко и кратко сформулированные (изложенные) основные положения в результате глубокого осмысливания материала. В нем могут присутствовать выписки, цитаты, тезисы; часть материала может быть представлена планом.
- Тематический конспект – составляется на основе изучения ряда источников и дает более или менее исчерпывающий ответ по какой-то схеме (вопросу).

Методические указания по подготовке к лабораторным занятиям

При подготовке к лабораторным занятиям рекомендуется изучить контрольные вопросы по данному занятию, теоретический материал из собственных конспектов. Основная форма работы на занятиях – собеседование. Каждый студент должен быть готовым к выступлению по всем поставленным в плане вопросам, проявлять максимальную активность при их рассмотрении. Выступление должно строиться свободно, убедительно и аргументировано. Преподаватель следит, чтобы выступление не сводилось к репродуктивному уровню (простому воспроизведению текста), не допускается и простое чтение конспекта.

Необходимо, чтобы выступающий проявлял собственное отношение к тому, о чем он говорит, высказывал свое личное мнение, понимание, обосновывал его и мог сделать правильные выводы из сказанного. При этом студент может обращаться к записям конспекта, непосредственно к первоисточникам, использовать знание ранее изученных дисциплин и т. д.

При окончании освоения темы студент проходит итоговое тестирование. Оценка «отлично» выставляется студенту, если решено более 85% тестовых заданий, «хорошо» – если решено 70-85% тестовых заданий, «удовлетворительно» – 50-70% тестовых заданий, «неудовлетворительно» – менее 50% тестовых заданий.

Методические рекомендации по подготовке презентаций и докладов

Доклад должен содержать элементы новизны, наряду с фундаментальным аспектом должен быть проведен анализ современного состояния изучаемой проблемы, а также включенность в региональную проблематику.

Доклад должен состоять из введения, теоретической части, заключения, списка литературы и презентации, раскрывающей суть темы в графиках, картинках, схемах, формулах.

Доклад рекомендуется представлять в объеме 1 печатный лист. Текст работы должен быть напечатан через 1,5 интервала на одной стороне стандартного листа белой бумаги (А4). Текст и другие отпечатанные элементы работы должны быть черными, контуры букв и знаков – четкими, без ореола и затенения. Шрифт Times New Roman, кегель 14. Названия глав и параграфов выделяются полужирным шрифтом. Лист с текстом должен иметь поля: слева – 30 мм, справа – 10 мм, сверху – 20 мм, снизу – 20 мм. Нумерация страниц текста делается в правом нижнем углу листа. Проставлять номер страницы необходимо со страницы, где печатается «Введение», на которой ставится цифра «3». После этого нумеруются все страницы, включая приложения.

Между названием главы и названием параграфа этой главы ставится пробел равный двум интервалам, а название параграфа не должно отделяться от текста этого параграфа пробелом. Названия параграфов отделяются от текста предыдущего параграфа пробелом, равным двум интервалам. Каждая глава, а также введение, выводы, приложения и список использованной литературы начинаются с новой страницы. Слово «Глава» не пишется.

Главы имеют порядковые номера в пределах всей работы, обозначаемые арабскими цифрами (например: 1, 2, 3), после которых ставится точка. Слово «параграф» или значок параграфа в названии не ставятся. Параграфы имеют порядковые номера в пределах глав, обозначаемые арабскими цифрами (например: 1.1. и 1.2.). Заголовки глав и параграфов в тексте работы должны располагаться по центру, точку в конце названия главы и параграфа не ставят. Не допускается переносить часть слова в заголовке. 4.5. Нумерация таблиц и рисунков может быть сквозной или соотноситься с номером главы и параграфа. Например, если таблица или рисунок включены в текст первого параграфа второй главы, нумерация следующая: Таблица 2.1.1., рис. 2.1.1. Последняя цифра означает порядковый номер таблицы (или рисунка) в данном параграфе. Таблица помещается в качестве следующей страницы после первого упоминания о ней в тексте.

Рекомендуемая литература.

1. Супильников, А. А. Алгоритмы изучения анатомии человека [Электронный ресурс]: учебно-методическое пособие / А. А. Супильников, К. М. Перхуров, К. В. Наумова. – Электрон. текстовые данные. – Самара: РЕАВИЗ, 2013. – 101 с. – 2227-8397. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/19305.html>
2. Яковлев, М. В. Нормальная анатомия человека [Электронный ресурс]: учебное пособие / М. В. Яковлев. – 2-е изд. – Электрон. текстовые данные. – Саратов: Научная книга, 2019. – 159 с. – 978-5-9758-1804-1. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/80992.html>

3. Кубарко, А. И. Нормальная физиология. Часть 1 [Электронный ресурс] : учебник / А. И. Кубарко, А. А. Семенович, В. А. Переверзев ; под ред. А. И. Кубарко. – Электрон. текстовые данные. – Минск : Вышэйшая школа, 2013. – 543 с. – 978-985-06-2340-9. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/35505.html>
4. Нормальная физиология. Часть 2 [Электронный ресурс] : учебник / А. И. Кубарко, А. А. Семенович, В. А. Переверзев [и др.] ; под ред. А. И. Кубарко. – Электрон. текстовые данные. – Минск : Вышэйшая школа, 2014. – 607 с. – 978-985-06-2038-5. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/35506.html>

Дополнительная литература:

1. Добротворская, С. Г. Анатомия и физиология основных систем и органов человека [Электронный ресурс]: учебное пособие / С. Г. Добротворская, И. В. Жукова. – Электрон. текстовые данные. – Казань: Казанский национальный исследовательский технологический университет, 2016. – 96 с. – 978-5-7882-2100-7. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/79265.html>
2. Железнов, Л. М. Анатомия человека в терминах, понятиях и классификациях [Электронный ресурс]: справочник для студентов медицинских вузов / Л. М. Железнов. – Электрон. текстовые данные. – Оренбург: Оренбургская государственная медицинская академия, 2011. – 284 с. – 2227-8397. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/21787.html>
3. Марысаев, В. Б. Атлас анатомии человека [Электронный ресурс] / В. Б. Марысаев. – Электрон. текстовые данные. – М.: РИПОЛ классик, 2009. – 576 с. – 978-5-386-01747-7. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/37161.html>
4. Супильников, А. А. Ситуационные задачи по анатомии человека [Электронный ресурс]: учебное пособие / А. А. Супильников, К. М. Перхуров, К. В. Наумова. – Электрон. текстовые данные. – Самара: РЕАВИЗ, 2011. – 53 с. – 2227-8397. – Режим доступа: <http://www.iprbookshop.ru/10176.html>

Интернет-ресурсы:

1. <http://rudocctor.net/> - Медицинский портал
2. <http://www.e-reading.club/> - Большая онлайн библиотека
3. <http://www.pubmed.com/> - база данных полнотекстовых статей по медицине
4. <http://www.spravocnikpolekarstvam.ru/> - бесплатный фармакологический справочник онлайн
5. <https://dic.academic.ru/> - Словари и энциклопедии
6. <https://www.rmj.ru/> - Русский медицинский журнал