

Государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Сибирский государственный медицинский университет»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

**РУКОВОДСТВО
К ПРАКТИЧЕСКИМ ЗАНЯТИЯМ
ПО ОБЩЕЙ И МЕДИЦИНСКОЙ БИОФИЗИКЕ**

Часть II

Учебное пособие

Томск
Сибирский государственный медицинский университет
2014

УДК 577.3(078.8)
ББК Е901я73
Р 851

Авторы

И.В. Петрова А.В. Носарев, И.В. Ковалев, С.В. Гусакова, Л.В. Смаглий

Р851 Руководство к практическим занятиям по общей и медицинской биофизике. Часть II.: учебное пособие. – Томск: СибГМУ, 2014. – 125 с.

Данное пособие включает описание практических работ по 12 темам курса «Общая и медицинская биофизика». В описание практических занятий вошли теоретические основы используемых методов, практические подходы для выполнения работы, методы расчета исследуемых параметров, образцы таблиц, графиков, гистограмм, которые обучающиеся должны построить по полученным результатам, а также вопросы для самоподготовки к занятию, контрольные вопросы, тестовые задания и ситуационные задачи.

Учебное пособие подготовлено в соответствии с Федеральным Государственным образовательным стандартом высшего профессионального образования для студентов, обучающихся по основным профессиональным образовательным программам высшего образования – программам специалитета по специальностям: Медицинская биохимия, Медицинская биофизика и Медицинская кибернетика.

Рецензент д-р мед. наук, профессор Л. В. Капилевич

Утверждено и рекомендовано к печати учебно-методической комиссией медико-биологического факультета (протокол № 2 от 25 февраля 2014 г.) и Центральным методическим советом ГБОУ ВПО «СибГМУ (протокол № 1 от 5 марта 2014 г.)

© И.В. Петрова, А.В. Носарев, И.В. Ковалев, С.В. Гусакова, 2014
© ГБОУ ВПО СибГМУ Минздрава России, 2014

Тема 1

КИНЕТИКА БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Цель: установить характер зависимости биологических процессов от изменения температуры среды.

Материалы и оборудование: лягушка, раствор Рингера для холоднокровных, препаровальные инструменты, химические стаканы (50 мл), секундомер, скарифikator, смесь Никифорова, 0,1 н соляная кислота, мерный цилиндр, раствор Рингера для теплокровных, спирт, вата, пипетки на 2 и 1 мл, термостат, термометр лабораторный, фотоколориметр.

Вопросы для самоподготовки:

1. Уравнение Аррениуса, температурный коэффициент Вант-Гоффа.
2. Факторы, влияющие на скорость биологических процессов.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Кинетика изучает скорость, с которой совершаются биологические процессы и временно достигается стационарное состояние. Кинетика использует понятие «скорость процесса». Скорость процесса пропорциональна концентрации исходных веществ. Это отражается следующим уравнением:

$$v = k[c], \text{ где}$$

v – скорость процесса, $[c]$ – концентрация вещества, k – коэффициент пропорциональности, который носит название константы скорости.

Помимо зависимости от концентрации реагирующих веществ, скорость реакции зависит от температуры.

Зависимость константы скорости процесса от температуры определяется уравнением Аррениуса:

$$k = pze^{-E_a/RT}, \text{ где}$$

k – константа скорости;

Z – число столкновений молекул между собой;

P – стерический коэффициент

E_a – энергия, которой должны обладать молекулы для осуществления реакции (энергия активации);

T – температура по Кельвину;

R – универсальная газовая постоянная ($R=1,987$ кал/град·моль).

Величина E_a в формуле называется энергией активации. Величина энергии активации при прочих равных условиях является постоянной для данной химической реакции, поэтому указанной величиной пользуются для характеристики типа самого процесса.

Другой количественной характеристикой того или иного процесса является температурный коэффициент Вант-Гоффа (Q_{10}). Температурный коэффициент Q_{10} показывает, во сколько раз увеличивается скорость процесса при увеличении температуры на 10°C :

$$Q_{10} = \frac{v_{T+10}}{v_T}, \text{ где}$$

v_T – скорость реакции при температуре T ,

v_{T+10} – скорость реакции при повышении температуры на 10°C .

Энергия активации связана с температурным коэффициентом Q_{10} и величиной температуры до и после повышения (T_1 и T_2 , соответственно) следующей зависимостью:

$$E_a = 0,46 \cdot T_1 \cdot T_2 \lg Q_{10}$$

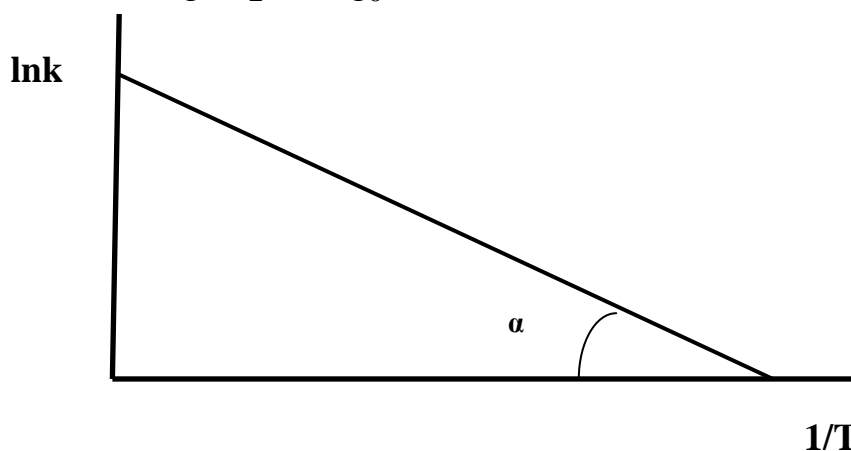


Рис. 1. Зависимость логарифма скорости процесса от обратной температуры

Приведенной формулой пользуются для вычисления энергии активации процессов, в том числе и биологических, например, скорости секреции, пульсаций и других проявлений, характерных для живых систем.

Энергию активации можно рассчитать по диаграмме Аррениуса. Для этого прологарифмируем уравнение Аррениуса по основанию e :

$$\ln k = \ln pz - \frac{E_a}{RT}$$

Величиной $\ln pz$ пренебрегаем, тогда между $\ln k$ и $1/T$ зависимость будет линейной (рис. 1). По углу наклона прямой можно найти величину энергии активации.

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{E_a}{RT}$$

По оси абсцисс отложена обратная температура, по оси ординат – логарифмы скорости реакции, α – угол наклона прямой к оси абсцисс.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. ОПРЕДЕЛИТЬ ЭНЕРГИЮ АКТИВАЦИИ СОКРАЩЕНИЙ ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА ЛЯГУШКИ ПО ТЕМПЕРАТУРНОМУ КОЭФФИЦИЕНТУ ВАНТ-ГОФФА

1. Приготовить две камеры с физиологическим раствором для хладнокровных при разных температурах. В одной из них устанавливается комнатная температура, в другой камере – с помощью термостата температура на 10 °С выше комнатной. Влажными камерами могут служить стеклянные химические стаканчики.

2. Тщательно отпрепарировать сердце лягушки. Лягушку обездвигивают, разрушая зондом спинной мозг, и прикалывают к препаровальной ванночке. Приподняв пинцетом кожу на брюшке, делают крестообразный разрез и отгибают лоскуты кожи в сторону. Тщательно вытерев ножницы от слизи, вводят кончик одной бранши под грудину и перерезают ее. Затем перерезают плечевой пояс посередине и, раздвигая в стороны верхние конечности, раскрывают грудную клетку. Сердце следует изолировать с некоторым количеством прилегающих тканей.

3. Отпрепарованное сердце лягушки поместить в физиологический раствор при комнатной температуре. Через 2-3 минуты после этого просчитать ритм его сокращений, для чего включают секундомер одновременно с началом отсчета и выключают его в момент 20-го или 30-го сокращения.

4. Затем сердце переносят во влажную камеру, где уже установлена необходимая температура, и через 1-2 минуты просчитывают ритм его сокращений.

Необходимо определить число сокращений изолированного сердца лягушки при двух температурах, отличающихся друг от друга на 10°, и найти коэффициент Вант-Гоффа. Затем подставить его в формулу для вычисления энергии активации.

ПРИМЕР РАСЧЕТА

В опыте установлено, что при 35° изолированное сердце лягушки совершает 20 сокращений в течение 20 секунд, а при 25° 20 сокращений происходят в течение 40 секунд. Из этих данных нетрудно вычислить, какое количество сокращений происходит в минуту при той и другой температуре.

При температуре 35° скорость сокращений составит 60 сокращений в минуту, а при 25° – 30 сокращений в минуту. Отсюда коэффициент Вант-Гоффа составит $60/30=2$.

Десятичный логарифм 2 подставим в формулу и получим, что энергия активации изолированного сердца лягушки равна: $E_a=0,46 \cdot 298 \cdot 308 \lg 2=12666$ (кал/град моль)

Задание 2. ОПРЕДЕЛИТЬ ЗНАЧЕНИЕ ЭНЕРГИИ АКТИВАЦИИ СОКРАЩЕНИЙ ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА ЛЯГУШКИ НА ОСНОВАНИИ ГРАФИКА АРРЕНИУСА

1. Найдя натуральные логарифмы полученных скоростей процесса в задании 1 (число сокращений сердца при разных температурах), построить график зависимости этих значений от обратной температуры. По тангенсу угла наклона определить энергию активации сокращений сердца лягушки.

Задание 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРНОГО КОЭФФИЦИЕНТА ГЕМОЛИЗА ЭРИТРОЦИТОВ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

1. Подготовить к работе фотоколориметр согласно инструкции.

2. Стерильным скарификатором проколоть палец и поместить 1-2 капли крови в 20 мл раствора Рингера. Проверить степень пропускания света взвесью. Если она меньше 30 %, то добавить раствор Рингера и довести степень пропускания света в предел 30–45 %.

3. Приготовить 0,005 н раствор соляной кислоты на растворе Рингера. К 2 мл взвеси крови, помещенным в фотоколориметрическую кювету, влить 1 мл кислоты. Засечь время по часам; одновременно снять нулевое показание колориметра. Отмечать показания колориметра через каждые 30 с. Процесс гемолиза считается завершенным, когда показания прибора не изменяются (три числа подряд неизменны). Повторить опыт.

4. Взвесь форменных элементов крови и раствор кислоты подогреть на 10° С относительно температуры воздуха. Провести аналогичные мероприятия и измерения. Опыт повторить.

5. Вычислить температурный коэффициент гемолиза и кажущуюся энергию активации процесса.

Вопросы для самоконтроля

1. Методы определения энергии активации биологических процессов.

2. Уравнение Аррениуса и его использование для определения энергии активации.

ТЕМА 2

ИССЛЕДОВАНИЕ АГРЕГАЦИИ ЭРИТРОЦИТОВ

Цель: определить процент агрегированных эритроцитов крови крыс.

Материалы и оборудование: свежая кровь, камера Горяева, меланжеры для разведения эритроцитов, 0,9 % раствор хлорида натрия, гепарин, центрифужные пробирки, микроскоп, центрифуга.

Вопросы для самоподготовки:

1. Механизм агрегации эритроцитов.
2. Определение количества эритроцитов в крови.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Эритроциты, или красные клетки крови, являются наиболее многочисленной частью этой полидисперсной системы. Они составляют 45 % объема крови и существенным образом влияют на ее биофизические свойства, в частности, реологию.

Эта сторона функционального значения эритроцитов подвергается самому интенсивному изучению. В настоящее время общепризнано, что реологические свойства крови различным образом влияют на процессы гемодинамики, обуславливая во многом их расстройство.

Реологические свойства крови, характеризующиеся ее вязкостью, определяются многими факторами, однако наибольшее значение имеют агрегация и деформируемость эритроцитов.

Агрегация эритроцитов. Кровь в норме обладает способностью сохранять состояние суспензии. Это обусловлено тенденцией ее форменных элементов, и прежде всего эритроцитов, находиться во взвешенном состоянии. Суспензионная стабильность крови прямо зависит от способности клеток к взаимодействию с образованием конгломератов, т. е. от их агрегируемости.

В ходе агрегации эритроциты образуют ряд разнообразных структур, среди которых классическими являются агрегаты по типу «монетных столбиков». Образование агрегатов менее упорядоченной структуры с уплотнением эритроцитов получило название сладжа.

Агрегация по типу «монетных столбиков» является минимальной и обратимой формой нарушения суспензионной стабильности крови, наблюдающейся в физиологических условиях. Сладж свидетельствует о глубоких расстройствах и наблюдается только в патологии.

Анализ структуры «монетных столбиков» под электронным микроскопом показал, что поверхности эритроцитов в этих агрегатах параллельны друг другу, а межклеточные расстояния почти одинаковы. Величина этих расстояний зависит от типа и молекулярного веса агрегата. Например, для фибриногена межклеточное расстояние 25 нм.

Для агрегации наибольшее значение имеют следующие характеристики эритроцитарной мембраны: способность к абсорбции макромолекул; гибкость мембраны, позволяющая образовывать тесные контакты на большой площади;

плотность поверхностного отрицательного заряда, которая определяет степень электростатического отталкивания.

Энергия межмолекулярных связей составляет $4,4 \cdot 10^{-7}$ эрг/см². Сила связи эритроцитов макромолекулярными мостиками должна превышать, прежде всего, силу электростатического отталкивания. Образование макромолекулярных мостиков, согласно современным представлениям, является основным механизмом агрегатообразования.

Среди макромолекул, ответственных за агрегацию эритроцитов в кровотоке, следует отметить высокомолекулярные плазменные белки – фибриноген, иммуноглобулины. При низких концентрациях этих белков развивается агрегация по типу «монетных столбиков», в высокой концентрации белки индуцируют образование более сложных агрегатов.

Содержание высокомолекулярных белков и их изменения в патологии являются одним из основных факторов физиологического и патологического агрегатообразования.

Кроме названного, важным фактором агрегатообразования является характер взаимодействия белка-агрегата с мембраной эритроцитов. Важную роль в процессе агрегации играет ионизированный кальций: благодаря Ca^{2+} -мостикам отрицательно заряженные молекулы фибриногена связываются с отрицательно заряженной мембраной эритроцитов.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Определить содержание эритроцитов в 1 мм³ цельной крови с помощью камеры Горяева.

Подсчет эритроцитов проводят в камере Горяева. В пипетку для эритроцитов всасывают кровь до 0,5. Кончик пипетки тщательно обтирают от следов крови и погружают в сосуд NaCl 0,9 % для разведения красных кровяных телец. Пипетку держат вертикально и осторожно всасывают разводящую жидкость до отметки 101. Затем пипетку берут большим и средним пальцами и, встряхивая, хорошо смешивают. Получается разведение 1:200.

Затем 1-2 капли выпускают из пипетки, чтобы устранить не участвующую жидкость в капиллярной части.

Одну из следующих капель помещают в камеру Горяева для подсчета.

Камеру предварительно очищают и к ней притирают покровное стекло, чтобы появились Ньютоновы кольца. Выждав 1-2 минуты, для того чтобы клетки осели, подсчитывают под микроскопом со слабым увеличением и опущенным осветителем. Подсчет клеток ведут в 80 малых квадратах (5 групп по 16 малых квадратов по диагонали).

Чтобы установить количество эритроцитов в 1 мм³ неразведенной крови, нужно полученное при подсчете число умножить на 10 000 (разведение 1:200).

2. Цельную кровь, стабилизированную гепарином (0,1 мл гепарина (50 ед.) + 0,9 мл цельной крови), центрифугировать при 2000 об/мин в течение 10 минут; плазму отделить от осадка.

3. Набрать в эритроцитарный меланжер цельную кровь до отметки 0,5. Затем клеточную взвесь развести аутологичной плазмой до отметки 101 (разведение в 200 раз). Меланжер нерезко встряхивать (30 раз в минуту) в течение 3 минут, после чего разведенную эритроцитарную взвесь поместить в счетную камеру Горяева и микроскопировать при увеличении 280 (7x40).

4. При микроскопировании дифференцировать одиночные эритроциты и агрегаты, последние имеют форму монетных столбиков. Зная общее количество эритроцитов в 1 мм^3 взвеси, рассчитать процент неагрегированных клеток. Определить среднее количество клеток в агрегате.

Вопросы для самоконтроля

1. Роль агрегированных эритроцитов в реологии крови.
2. Факторы, увеличивающие агрегационную активность эритроцитов.

ТЕМА 3

ПРОНИЦАЕМОСТЬ БИОМЕМБРАН. БИОФИЗИКА ИОННОГО ТРАНСПОРТА

Цель: исследовать роль некоторых ион-транспортных систем мембраны эритроцитов в регуляции объема клеток.

Материалы и оборудование: свежая кровь, растворы хлорида натрия (1М), хлорида калия (1М), глюкозы (1М), хлорида магния (1М), сахарозы (2М), центрифужные пробирки, стаканчики, мерные пипетки; центрифуга, магнитная мешалка, ультратермостат, кювета для измерений, рН-метр с электродами, спектрофотометр.

Вопросы для самоподготовки:

1. Принцип работы рН-метра.
2. Роль натрий-протонного обменника в жизнедеятельности клетки.
3. Структура цитоскелета эритроцитов.
4. Влияние осмолярности среды на изменение объема эритроцитов.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Известно, что эритроциты представляют собой идеальный осмометр: объем внутриклеточной воды при изменении осмолярности раствора изменяется в соответствии с законом Бойля–Вант–Гоффа:

$$V_c = k \frac{1}{\pi_{osm}}, \text{ где}$$

V_c – объем клетки, π_{osm} – осмотическое давление, k – коэффициент пропорциональности.

Под осмотической концентрацией понимают суммарную концентрацию всех растворённых частиц. Часто ее называют осмолярностью и выражают в осмоль на литр раствора. Осмоль – единица осмотической концентрации, получаемой при растворении в 1 литре растворителя 1 моля неэлектролита. Соответственно, раствор неэлектролита с концентрацией 1 моль/л имеет осмолярность 1 осмоль/литр.

Осмолярность электролита зависит от его концентрации, коэффициента диссоциации и числа ионов, на которые он диссоциирует:

$$Osm = KnC, \text{ где}$$

K – коэффициент диссоциации, принимает значения от 0 (для неэлектролита) до 1 (полная диссоциация); n – количество частиц, на которые диссоциирует молекула (например, для NaCl $n=2$, для H_2SO_4 $n=3$); C – молярная концентрация раствора.

ПРИМЕР РАСЧЕТА. Если NaCl при растворении диссоциирует на Na^+ и Cl^- , и в разбавленных растворах диссоциирует нацело ($K=1$), то осмолярность 1-молярного раствора NaCl составит 2 осмоль/л, в концентрированных раство-

рах К может быть 0,8, тогда осмолярность 1-молярного раствора составит 1,6 осмоль/л.

Наиболее значительный вклад (90 % и более) в поддержание величины осмотического давления плазмы крови вносят натрий и ассоциированные с ним анионы (главным образом хлориды).

При патологических состояниях быстрые изменения внеклеточной концентрации растворимых веществ влияют на гидратацию клеток. Более медленные изменения, когда успевает произойти перераспределение растворимых веществ, оказывают на гидратацию клеток меньшее воздействие.

Поскольку у здоровых лиц натрий и ассоциированные с ним анионы определяют, по меньшей мере, на 90 % величину осмолярности плазмы крови, быстрые изменения концентрации ионов натрия влияют на гидратацию клеток. При этом повышение концентрации ионов натрия вызывает дегидратацию клеток, а уменьшение – чрезмерную гидратацию. При нормальном содержании мочевины и глюкозы они вносят очень небольшой вклад в создание измеряемой величины осмолярности плазмы крови. Однако указанные соединения приобретают важное в этом отношении значение в тяжелых случаях уремии и гипергликемии, когда концентрации мочевины и глюкозы в плазме крови возрастают в 15 и более раз по сравнению с нормой.

Концентрации других растворимых веществ, таких как соли кальция, калия или магния, оказывающих лишь небольшое воздействие на осмолярность плазмы крови, даже при патологических состояниях редко изменяются более чем в 3 раза и не оказывают существенного влияния на изменения осмолярности.

Начиная с середины 70-х годов получено значительное количество данных о модификации активности ионотранспортирующих систем плазматической мембраны при изменении объема клетки. Наиболее удобным объектом для подобного рода исследований является эритроцит, лишенный внутриклеточных мембранных структур, способных к компартиментализации ионов.

С помощью ^3H -инулина и $^3\text{H}_2\text{O}$ установлено, что при увеличении осмолярности среды в диапазоне 150–700 мосм объем эритроцитов изменяется на 30–40 %. В ответ на первоначальное изменение объема во многих типах клеток происходит изменение величин трансмембранных потоков одновалентных ионов, что лежит в основе ауторегуляции объема. Эритроциты не являются исключением. Так, показано, что набухание клеток приводит к активации K^+ , Cl^- -котранспорта в эритроцитах человека, крысы и кролика. Активность этого переносчика резко возрастает вследствие прединкубации эритроцитов при 50°C .

Сжатие красных клеток крови сопровождается активацией Na^+/H^+ -обмена и K^+ , Na^+ , 2Cl^- -котранспорта в эритроцитах крысы и кролика, но не человека. Предварительная инкубация эритроцитов при 50°C подавляет объем-зависимую активацию этих транспортных систем, что можно связать с разрушением основного белка мембранного каркаса – спектрина.

Методом сканирующей микрокалориметрии показано, что прединкубация эритроцитов человека и крысы при 50°C нарушает структурную организацию белков мембранного каркаса этих клеток, которые играют важную роль в про-

цессах деформируемости эритроцитов. Предполагается, что ансамбль белков цитоскелета эритроцитов является необходимым компонентом объемно-зависимой регуляции транспорта одновалентных ионов.

Na^+/H^+ -обмен играет видную роль в регуляции многих клеточных функций. Эффекты этого антипорта определяются как входом Na^+ , так и закислением цитоплазмы.

В большинстве типов клеток роль натрий-протонного транспорта заключается в защите их от внутриклеточного закисления.

Исследованиями последних лет показано, что трансмембранная передача сигнала сопровождается активацией Na^+/H^+ -обменника плазматических мембран, ведущей к стойкому повышению рН цитоплазмы. В свою очередь повышение рН цитоплазмы (или концентрации ионов Na^+) запускает или регулирует ряд внутриклеточных процессов и трансмембранный перенос ионов и веществ.

Важной функциональной ролью Na^+/H^+ -обменника является его контроль за клеточным объемом.

Активация Na^+/H^+ -обмена при сжатии клеток обнаружена в тимоцитах крысы, клетках скелетной мускулатуры лягушки, карциномы человека, первичной культуры эпителия проксимального отдела почки и в лимфоцитах.

Для регистрации изменений объема эритроцитов в условиях варьирования осмолярности среды и при активации некоторых ион-транспортных систем мембраны клеток (Ca^{2+} -активируемых калиевых каналов, Na , K , 2Cl -котранспорта и др.) часто используют метод, основанный на том, что при изменении объема эритроцитов изменяется светорассеяние суспензии клеток.

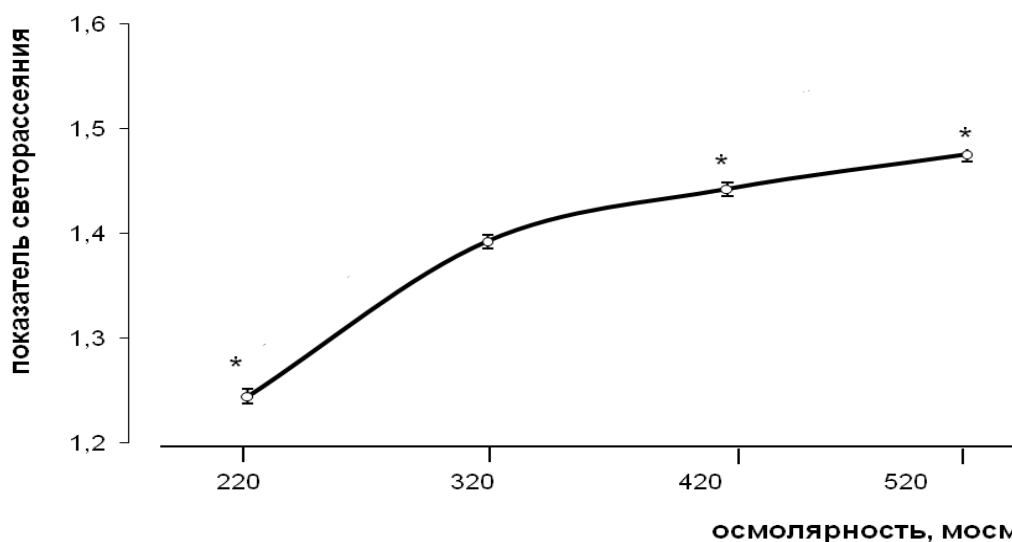
В суспензии эритроцитов диаметр отдельных частиц в растворе больше длины волны видимой части спектра. В этом случае светорассеяние является следствием отражения и преломления светового потока эритроцитами.

Для количественного определения важно, что интенсивность падающего света является функцией количества взвешенных частиц при прочих равных условиях. Для растворов с небольшой плотностью приложим закон колориметрии Бугера–Ламберта–Бера:

$$I = I_0 e^{-Acd}, \text{ где}$$

I_0 и I – интенсивность плоской монохроматической световой волны на входе в вещество толщиной d и на выходе из него. A – постоянная, зависящая от свойств растворенного вещества, c – концентрация растворенного вещества

При переносе эритроцитов в гипоосмотическую среду происходит их набухание, что ведет к снижению показателя светорассеяния, а значит, к увеличению оптической плотности суспензии эритроцитов. Инкубация эритроцитов в гиперосмотических средах вызывает сжатие клеток, что сопровождается увеличением показателя светорассеяния, оптическая плотность суспензии в этом случае, напротив, уменьшается (рис. 2).



*Рис. 2. Влияние осмолярности среды на показатель светорассеяния суспензии эритроцитов. 320 мосм – нормальная осмолярность плазмы крови; * – достоверные отличия показателя светорассеяния в гипо- и гиперосмотических растворах по сравнению с изотоническим раствором*

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. ИЗУЧИТЬ ВЛИЯНИЕ БЛОКАТОРОВ НЕКОТОРЫХ ИОН-ТРАНСПОРТНЫХ СИСТЕМ НА ИЗМЕНЕНИЕ ОБЪЕМА ЭРИТРОЦИТОВ, ПОМЕЩЕННЫХ В СРЕДЫ С РАЗЛИЧНОЙ ОСМОЛЯРНОСТЬЮ

1. Приготовить раствор для промывки эритроцитов (150 мМ NaCl) и раствор для инкубации эритроцитов, содержащий 150 мМ NaCl, 1 мМ KCl, 10 мМ глюкозы.

2. Кровь поместить в центрифужную пробирку и центрифугировать в течение 5 минут при 3000 об/мин.

3. Плазму удалить, а осадок эритроцитов промыть 150 мМ NaCl при тех же условиях центрифугирования.

4. Методом последовательных разведений суспензии эритроцитов добиться соотношения в кювете среда: эритроциты 1:1000.

5. Для сжатия клеток к суспензии клеток добавить 200 мкМ сахарозы и инкубировать 15 минут при 37⁰С.

6. С помощью спектрофотометра произвести регистрацию изменений оптической плотности суспензии в течение 5 минут при длине волны 800 нм.

7. Поместить эритроциты в гипоосмотическую среду, сохраняя разведение 1:1000. Инкубировать 15 минут при 37⁰С.

8. С помощью спектрофотометра произвести регистрацию изменений оптической плотности суспензии в течение 5 минут при длине волны 800 нм.

9. Провести аналогичные измерения при добавлении в суспензию эритроцитов 3 мкМ клотримазола – блокатора Ca²⁺-зависимых калиевых каналов, 200 мкМ буметанида – блокатора Na,K,2Cl-котранспорта.

10. Сделать выводы об участии указанных ион-транспортных систем в регуляции объема эритроцитов.

Задание 2. ИССЛЕДОВАТЬ ОБЪЕМ-ИНДУЦИРОВАННЫЙ Na^+/H^+ -ОБМЕН В ЭРИТРОЦИТАХ ПОТЕНЦИОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

1. Собрать установку для регистрации рН.
2. Приготовить раствор для промывки эритроцитов (150 мМ NaCl) и раствор для инкубации эритроцитов, содержащий 150 мМ NaCl, 1 мМ KCl, 10 мМ глюкозы.
3. Кровь поместить в центрифужную пробирку и центрифугировать в течение 5 минут при 3000 об/мин.
4. Плазму удалить, а осадок эритроцитов промыть 150 мМ NaCl при тех же условиях центрифугирования.
5. В термостатируемую кювету налить 4 мл раствора для инкубации эритроцитов и добавить 1 мл осажденных (упакованных) эритроцитов.
6. Кювету поместить на магнитную мешалку.
7. Через 5 минут инкубирования при постоянном помешивании к суспензии добавить 0,5 мл 2 М раствора сахарозы и регистрировать рН через каждые 20-30 секунд в течение 30 минут.
8. Полученные результаты представить графически: по оси X отложить время (сек.), по оси Y – рН суспензии.
9. На основании полученной двухфазной кривой определить скорость закисления суспензии. Это и будет скорость Na^+/H^+ -обменника.

Вопросы для самоконтроля

1. Факторы, оказывающие влияние на объем клеток.
2. Роль Na^+/H^+ -обменника в эритроцитах.

ТЕМА 4

ВИСКОЗИМЕТРИЯ: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ЖИДКОСТЕЙ

Цель: определить величины относительной, удельной и приведенной вязкости исследуемых растворов.

Материалы и оборудование: секундомер, водные растворы неорганических солей, водные растворы сахарозы, пробирки, пипетки, мерные колбы, фильтровальная бумага, стеклянный капиллярный вискозиметр.

Вопросы для самоподготовки:

1. Вязкость как внутреннее трение жидкости.
2. Методы измерения вязкости.
3. Вязкость крови и факторы, влияющие на нее.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Понятие вязкости. Характеристика видов вязкости

Реология – это наука, изучающая закономерности деформации и текучести различных материалов. Одним из ее разделов является вискозиметрия, которая исследует важнейшую гидродинамическую характеристику вещества – вязкость. Вязкость (внутреннее трение) жидкости – свойство жидкости оказывать сопротивление перемещению отдельных ее слоев относительно друг друга; она обусловлена межмолекулярными взаимодействиями, ограничивающими подвижность молекул.

Напряжение сдвига (τ) – сила (F), действующая на единицу площади слоя (s) в направлении его движения:

$$\tau = \frac{F}{s} (1)$$

Согласно закону Ньютона, напряжение сдвига прямо пропорционально градиенту скорости движения жидкости:

$$\tau = \eta \frac{du}{dx} (2), \text{ где}$$

η – динамическая вязкость; du/dx – градиент скорости движения жидкости, называемый также скоростью деформации сдвига.

Вязкость представляет собой коэффициент пропорциональности между напряжением сдвига и градиентом скорости движения жидкости. Жидкости делятся по вязким свойствам на два вида: ньютоновские и неньютоновские. Ньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит только от ее природы и температуры. Для них справедлива формула Ньютона (2), коэффициент вязкости в которой является постоянным параметром, не зависящим от условий течения жидкости.

Неньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит не только от природы вещества и температуры, но также и от условий течения жидкости, в частности от градиента скорости. Коэффициент вязкости в этом случае не является константой вещества. При этом вязкость жидкости характеризуют условным коэффициентом вязкости, который относится к определенным условиям течения жидкости (например, давление, скорость). Зависимость силы вязкости от градиента скорости становится нелинейной.

В системе СИ за единицу динамической вязкости (η) принят 1 Па/с – это динамическая вязкость среды, в которой при ламинарном течении на каждый м² движущегося слоя действует сила трения 1 Н при условии, что разность скоростей слоев, находящихся на расстоянии 1 м друг от друга, равна 1 м/с. Внесистемной единицей вязкости является пуаз (П). 1 Па/с = 10 П = 10³ сП. Вязкость воды при 20°С равна 1,002 сП (мПа/с).

Вязкость какого-либо раствора по величине может существенно отличаться от вязкости чистого растворителя, так как молекулы растворенного вещества будут нарушать однородность потока.

Различают несколько видов вязкости.

Относительная вязкость – это величина, определяемая отношением вязкости вещества (η) к вязкости растворителя (η_0):

$$\eta_{отн} = \frac{\eta}{\eta_0} \quad (3)$$

Обычно величина относительной вязкости большинства веществ превышает 1. Так, относительная вязкость этилового спирта при 20° С равна 1,192; уксусной кислоты – 1,219; касторового масла – 1,250; глицерина – 1,490.

Удельная вязкость – это величина, определяемая долей изменения вязкости, вызванной добавлением растворенного вещества:

$$\eta_{уд} = \frac{\eta - \eta_0}{\eta_0} = \frac{\eta}{\eta_0} - 1 = \eta_{отн} - 1 \quad (4)$$

Удельная вязкость пропорциональна доле объема, занимаемого молекулами вещества. Показатели относительной и удельной вязкости зависят от концентрации вещества, поэтому для характеристики вязкости вещества было введено понятие приведенной вязкости, не зависящей от концентрации:

$$\eta_{пр} = \frac{\eta_{уд}}{C} \quad (5), \text{ где}$$

C – концентрация вещества в граммах на 1 или 100 мл.

Экстраполируя выражение $\frac{\eta_{уд}}{C}$ к нулевой концентрации, получают величину, называемую внутренней или характеристической вязкостью:

$$[\eta] = \lim_{C \rightarrow 0} \frac{\eta_{уд}}{C} = av(6), \text{ где}$$

a – константа, определяемая формой молекулы; v – удельный объем молекулы; этот параметр является важнейшей характеристикой молекул биополимеров, он тесно связан с их размером, формой и степенью жесткости.

Характеристическая (внутренняя) вязкость вещества равна его приведенной вязкости при концентрации, стремящейся к нулю. Для определения характеристической вязкости находят значения удельной вязкости растворов исследуемого вещества с несколькими заранее известными концентрациями. Затем строят кривую зависимости величины $\eta_{пр}$ от концентрации и экстраполируют значение приведенной вязкости к точке $c=0$ (нулевой концентрации), а затем по оси ординат находят величину характеристической вязкости.

Характеристическая вязкость является показателем, эквивалентным молекулярной массе биополимеров. Г. Штаудингер предложил уравнение:

$$[\eta] = KM^a(7), \text{ где}$$

K и a – эмпирические коэффициенты, они зависят от объема и формы молекулы; M – молекулярная масса биополимера.

Эмпирические коэффициенты находят по калибровочной прямой следующим образом. Определяют $[\eta]$ растворов биополимеров с заранее известными молекулярными массами. Строят график, где по оси абсцисс откладывают натуральные логарифмы молекулярных масс молекул-метчиков, а по оси ординат – найденные величины их характеристической вязкости.

Если нанесенные на график точки лежат на одной прямой, то величина $\ln K$ будет равняться длине отрезка, отсекаемого калибровочной прямой от оси ординат, а коэффициент a будет соответствовать тангенсу угла наклона этой прямой.

Установлено, что коэффициент a для сферических частиц равен 0, для беспорядочно свернутых клубков (гауссовых клубков) – 0,5–0,8; для клубкообразных полимерных молекул, сквозь которые свободно протекает растворитель, – 0,5; для жестких клубков и гибких стержней – 1,1; для жестких стержней – 1,8.

Вязкость крови. Гемодинамика

Кровь является неньютоновской жидкостью, так как ее вязкость резко падает с увеличением скорости сдвига. При высоких величинах напряжения сдвига (и при высоких градиентах скорости) кровь ведет себя как ньютоновская жидкость. Эти свойства крови обусловлены тем, что при низких скоростях сдвига в ней имеются агрегаты эритроцитов. Эти агрегаты распадаются по мере увеличения скорости сдвига, и поэтому вязкость крови снижается и приближается постепенно к определенному пределу. При большой скорости сдвига кровь можно рассматривать просто как суспензию клеток. Это справедливо для крови, текущей в крупных артериях. Течение крови по таким сосудам зависит от концентрации и физических свойств эритроцитов.

В живом сосуде эритроциты легко деформируются, становясь похожими на купол, и проходят, не разрушаясь, через капилляры даже диаметром ≈ 3 мкм (диаметр эритроцита ≈ 8 мкм). В результате поверхность соприкосновения эритроцитов со стенкой капилляра увеличивается по сравнению с недеформированным эритроцитом, способствуя обменным процессам.

Зависимость вязкости от напряжения сдвига для нормальных эритроцитов заметно отличается от кривой для сферических частиц или «жестких» эритроцитов. При этом вязкость суспензии эритроцитов при значении гематокрита, соответствующим нормальной крови, т. е. около 40 %, почти вдвое ниже вязкости жестких сферических частиц. Благодаря дисковидной форме клеток и эластичности оболочки суспензия эритроцитов обладает относительно низкой вязкостью, что важно для уменьшения нагрузки на сердце.

Увеличение жесткости мембран эритроцитов при патологических процессах приводит к возрастанию вязкости и ухудшению кровообращения. Как и у любой жидкости, вязкость крови возрастает при снижении температуры. Например, при уменьшении температуры с 37°C до 17°C вязкость крови возрастает на 10 %. Таким образом, на вязкость крови влияет ряд факторов: скорость кровотока (поэтому вязкость выше в капиллярах и ниже в артериях); концентрация эритроцитов; эластичность мембран клеток крови; концентрация белков плазмы; температура.

Гемодинамика – один из разделов биомеханики, изучающий законы движения крови по кровеносным сосудам. Задача гемодинамики – установить взаимосвязь между основными гемодинамическими показателями, а также их зависимость от физических параметров крови и кровеносных сосудов. К основным гемодинамическим показателям относятся давление и скорость кровотока.

Давление – это сила, действующая со стороны крови на сосуды (F), приходящаяся на единицу площади (s):

$$P = \frac{F}{s} \quad (8)$$

Различают объемную и линейную скорости кровотока. Объемной скоростью (Q) называют величину, численно равную объему жидкости (v), перетекающему в единицу времени (t) через данное сечение трубы (сосуда):

$$Q = \frac{v}{t} \quad (9)$$

Единица измерения объемной скорости – $\text{м}^3/\text{с}$.

Линейная скорость (V) представляет собой расстояние (l), проходимое частицами крови в единицу времени:

$$V = \frac{l}{t} \quad (10)$$

единица измерения – $\text{м}/\text{с}$.

Поскольку линейная скорость неодинакова по сечению трубы, то в дальнейшем речь будет идти только о линейной скорости, средней по сечению.

Линейная и объемная скорости связаны простым соотношением

$$Q = Vs(11), \text{ где}$$

s – площадь поперечного сечения потока жидкости. Так как жидкость несжимаема (то есть плотность ее всюду одинакова), то через любое сечение трубы в единицу времени протекают одинаковые объемы жидкости: $Q = Vs = const$. Это называется условием неразрывности струи. Оно следует из закона сохранения массы для несжимаемой жидкости.

Уравнение неразрывности струи относится в равной мере к движению всякой жидкости, в том числе и вязкой. При описании физических законов течения крови по сосудам вводится допущение, что количество циркулирующей крови в организме постоянно. Отсюда следует, что объемная скорость кровотока в любом сечении сосудистой системы также постоянна: $Q = const$

Механическое напряжение стенки кровеносного сосуда (σ):

$$\sigma = P \frac{r}{h} (12), \text{ где}$$

P – давление крови, r – радиус просвета сосуда, h – толщина стенки сосуда.

В реальных жидкостях (вязких) по мере движения их по трубе потенциальная энергия расходуется на работу по преодолению внутреннего трения, поэтому давление жидкости вдоль трубы падает. Для ламинарного течения реальной жидкости в цилиндрической трубе постоянного сечения справедлива формула (закон) Гагена–Пуазейля:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8l\eta} (13), \text{ где}$$

$\Delta P = P_1 - P_2$ – падение давления, то есть разность давлений у входа в трубу и на выходе из нее на расстоянии l .

Величина W называется гидравлическим сопротивлением сосуда.

$$W = \frac{8l\eta}{\pi r^4} (14)$$

Выражение (13) можно представить так:

$$\Delta P = QW(15)$$

Из закона Пуазейля (13) следует, что падение давления крови в сосудах зависит от объемной скорости кровотока и в сильной степени – от радиуса сосуда. Так, уменьшение радиуса на 20 % приводит к увеличению падения давления более чем в 2 раза. Даже небольшие изменения просветов кровеносных сосудов сильно сказываются на падении давления. Не случайно основные фармакологические средства нормализации давления направлены прежде всего на изменение просвета сосудов. Закон Пуазейля применим для ламинарного течения гомогенных жидкостей.

Режимы течения крови

Режимы течения жидкости разделяют на ламинарное и турбулентное. Ламинарное течение – это упорядоченное течение жидкости, при котором она перемещается слоями, параллельными направлению течения. С увеличением скорости движения ламинарное течение переходит в турбулентное течение, при котором происходит интенсивное перемешивание между слоями жидкости, в потоке возникают многочисленные вихри различных размеров. Частицы совершают хаотические движения по сложным траекториям. Для турбулентного течения характерно нерегулярное, беспорядочное изменение скорости со временем в каждой точке потока. Можно ввести понятие об осредненной скорости движения, получающейся в результате усреднения по большим промежуткам времени истинной скорости в каждой точке пространства. При этом существенно изменяются свойства течения, в частности структура потока, профиль скоростей.

Как правило, движение крови по сосудам является ламинарным. Однако в ряде случаев возможно возникновение турбулентности. Турбулентное движение крови в аорте может быть вызвано прежде всего турбулентностью кровотока у входа в нее: вихри потока уже изначально существуют, когда кровь выталкивается из желудочка в аорту, что хорошо наблюдается при доплеркардиографии. У мест разветвления сосудов, а также при возрастании скорости кровотока (например, при мышечной работе) течение может стать турбулентным и в артериях. Турбулентное течение может возникнуть в сосуде в области его локального сужения, например, при образовании тромба. Турбулентное течение связано с дополнительной затратой энергии при движении жидкости, поэтому в кровеносной системе это может привести к дополнительной нагрузке на сердце. Шум, возникающий при турбулентном течении крови, может быть использован для диагностики заболеваний. При поражении клапанов сердца возникают так называемые сердечные шумы, вызванные турбулентным движением крови.

Устройство капиллярного вискозиметра

Для протекания жидкости через трубку (капилляр) требуется некоторая разность давлений. Зависимость между объемом жидкости, протекающей за определенное время через трубку (объемная скорость), и разностью давлений на концах трубки выражается формулой Пуазейля (13).

Измерение вязкости жидкостей при помощи стеклянных капиллярных вискозиметров основано на законе Пуазейля. Исходя из формул (9) и (13), вязкость жидкости равна:

$$\eta = \frac{\pi r^4 \Delta P t}{8 l v} \quad (16)$$

Для определения вязкости необходимо, чтобы течение жидкости было ламинарным, т. е. таким, при котором слои жидкости текут параллельно, не перемешиваясь. Для вихревого (турбулентного) течения формула Пуазейля неприменима. Чтобы при обычных скоростях вихри не появились, трубка должна

быть достаточно тонкой. Капиллярный вискозиметр представляет собой стеклянный калибровочный капилляр, соединенный с измерительным резервуаром. Выше и ниже измерительного резервуара располагаются метки, по которым отсчитывают время прохождения мениска исследуемого раствора. Вискозиметр закрепляется в штативе в строго вертикальном положении. Исследуемую жидкость наливают в стаканчик, погружают в него нижний конец капилляра и засасывают раствор в вискозиметр с помощью резинового баллона так, чтобы уровень вещества был выше верхней метки измерительного резервуара. Затем снимают резиновый баллон и дают жидкости возможность свободно вытекать обратно через капилляр. При этом секундомером измеряют время вытекания исследуемого вещества от верхней до нижней измерительной метки. По времени истечения жидкости из вискозиметра определяют величину относительной вязкости опытного образца. Ошибки, возникающие при определении вязкости жидкостей с помощью стеклянных капиллярных вискозиметров, весьма многочисленны и разнообразны, поэтому точность измерения вязкости с использованием этого вида вискозиметров не может превысить $\pm 1\%$. Часть ошибок связана с особенностями конструкции приборов и гидродинамических свойств жидкостей (отклонение геометрической формы капилляра от кругового цилиндра; действие капиллярных сил; изменение величины столба жидкости во время истечения; различное поверхностное натяжение для разных исследуемых жидкостей; влияние кинетической энергии молекул вещества, движущихся по капилляру).

Многие ошибки носят механический характер (отсутствие тщательного термостатирования вискозиметров; недостаточная чистота капилляра и измерительного резервуара; присутствие инородных частиц в исследуемом растворе; установка вискозиметра не в строго вертикальном положении; неточный отсчет времени момента начала и конца истечения).

В настоящее время созданы новые виды капиллярных вискозиметров и приспособлений к ним, позволяющие частично избавиться от возможности появления вышеперечисленных ошибок. Среди них следует отметить использование высокоточных термостатов, введение электрических и фотоэлектрических регистрирующих устройств, автоматизацию измерений с дальнейшей передачей измеряемых величин на компьютер и программирование обработки экспериментальных данных. Все это помогло снизить величину ошибки измерений до $\approx 0,1\%$. Относительную вязкость раствора вещества, вытекающего из вискозиметра, можно рассчитать по формуле

$$\eta_{\text{отн}} = \frac{\rho_1 t_1}{\rho_0 t_0} \quad (17), \text{ где}$$

ρ_1 – плотность исследуемого раствора вещества; ρ_0 – плотность растворителя, t_1 – время истечения калибровочного объема исследуемого раствора, t_0 – время истечения калибровочного объема растворителя.

В случае, когда плотность исследуемого раствора и растворителя близки по величине, значение относительной вязкости можно определять только по времени истечения растворителя и исследуемого раствора по формуле

$$\eta_{отн} \approx \frac{t_1}{t_0} \quad (18)$$

Медицинский вискозиметр

Медицинский вискозиметр используется для определения вязкости крови. Принцип его действия основан на том, что скорости продвижения различных жидкостей в капиллярах с одинаковыми сечениями при равных температурах и давлениях зависят от вязкости этих жидкостей.

Из формулы Пуазейля (13) следует, что расстояния, на которые переместились определенные объемы жидкостей по одинаковым капиллярам за одинаковое время, обратно пропорциональны вязкостям этих жидкостей:

$$\frac{l_0}{l} = \frac{\eta}{\eta_0} \quad (19)$$

Медицинский вискозиметр состоит из двух одинаковых градуированных капилляров, сообщающихся между собой. В один из капилляров набирают определенный объем дистиллированной воды, в другой – исследуемую жидкость (кровь или плазму). При вытекании жидкостей их перемещение l за одно и то же время будет обратно пропорционально их вязкости (19).

Если вязкость воды считать равной единице, а путь, пройденный ею, составляет 1 деление вискозиметра, то на основании (19) вязкость жидкости численно равна пути, пройденному при этом данной жидкостью.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ РАСТВОРОВ НЕОРГАНИЧЕСКИХ СОЛЕЙ

1. Приготовить растворы хлорида натрия, хлорида аммония, гидрофосфата натрия, сульфата меди в концентрации 1 моль/л.
2. Определить время истечения дистиллированной воды (растворитель) и исследуемых растворов. Каждое измерение провести не менее 4 раз.
3. Полученные величины времени истечения исследуемых веществ занести в таблицу 1.

Таблица 1

Время истечения растворов неорганических солей

Анализируемое вещество	Время истечения, с				
	Определение				среднее значение
	1	2	3	4	

4. Рассчитать величины относительной, удельной и приведенной вязкости, используя формулы 3.4, 3.5 и 3.18. Данные занести в таблицу 2.

Таблица 2

Значение вязкости растворов неорганических солей

Анализируемое вещество	Вязкость		
	относительная	удельная	приведенная

5. На основании полученных данных сделать вывод о зависимости вязкости от концентрации (%) и физических свойств данного вещества.

Задание 2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ РАСТВОРОВ САХАРОЗЫ

1. Приготовить растворы сахарозы в концентрации 1, 5, 10, 15, 20 %.
2. Определить время истечения дистиллированной воды (растворитель) и исследуемых растворов. Каждое измерение провести не менее 4 раз.
3. Полученные величины времени истечения исследуемых растворов занести в таблицу 3.

Таблица 3

Время истечения растворов сахарозы

Концентрация раствора сахарозы	Время истечения, с				среднее значение
	Определение				
	1	2	3	4	

4. Рассчитать величины относительной, удельной и приведенной вязкости, используя формулы 3.4, 3.5 и 3.18. Данные занести в таблицу 4.

Таблица 4

Значение вязкости растворов сахарозы

Концентрация раствора сахарозы	Вязкость		
	относительная	удельная	приведенная

5. Характеристическую вязкость сахарозы найти графически, для этого построить график зависимости приведенной вязкости (по оси ординат) от концентрации (по оси абсцисс). Величина отрезка, отсекаемого полученной прямой на оси ординат, соответствует характеристической вязкости. Сделать вывод о зависимости вязкости от концентрации раствора сахарозы.

Задание 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ВЯЗКОСТИ ПЛАЗМЫ И СЫВОРОТКИ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

1. По времени истечения из вискозиметра сыворотки и плазмы крови доноров определить их относительную вязкость. Время истечения опытных образцов измерять не менее 5 раз. Сделать вывод о величине вязкости исследуемых биологических жидкостей.

Вопросы для самоконтроля

1. Понятие «вязкость». Единицы измерения вязкости.
2. Охарактеризуйте различные виды вязкости, напишите формулы для их определения.
3. В чем сущность закона Ньютона?
4. Различия между ньютоновскими и неньютоновскими жидкостями.
5. Закон Гагена–Пуазейля и условия его применения.

ТЕМА 5

ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Цель: Исследовать пассивные электрические характеристики биообъектов.

Материалы и оборудование: химические стаканчики, капилляры; ткани живых организмов (легкое, печень, кровь), растворы хлорида натрия разной концентрации, дистиллированная вода; осциллографы: С1-83, электростимулятор ЭСЛ-2, звуковой генератор INSTЕК spg 2010, источник постоянного тока ТЭК 42 нтр1510, шнуры питания, соединительные провода.

Вопросы для самоподготовки:

1. Электропроводность тканей на постоянном и переменном токе.
2. Элементарные эквивалентные электрические схемы биообъектов.
3. Дисперсия импеданса биологических тканей, ее механизм.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Электропроводность биологических систем – свойство живого тела пропускать электрический ток под воздействием электрического поля. Обусловливается наличием в теле носителей тока – электрических зарядов, способных к передвижению (свободные заряды – ионы и электроны) или к смещению (связанные заряды – полярные молекулы).

Биологическая ткань состоит из клеток и межклеточного пространства, заполненного электролитом. Она способна оказывать высокое сопротивление электрическому току – до 10^5 — 10^6 Ом см.

Электропроводность живых тканей определяется концентрацией ионов и их подвижностью, которые весьма неодинаковы в различных тканях, в связи с чем биологические объекты обладают свойствами как проводников, так и диэлектриков. В межклеточной жидкости с максимальным содержанием ионов удельная электропроводность достаточно высока и составляет $1 \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$. Напротив, в цитозоле, содержащим органеллы и крупные белковые молекулы, она понижается до $0,003 \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$.

При пропускании постоянного тока через биологическую ткань наблюдается явление поляризации, т. е. возникновение в тканях под влиянием тока вторичной электродвижущей силы обратного знака. В связи с этим наблюдается отклонение от закона Ома.

Живая ткань ведет себя как конденсатор, заряжающийся при прохождении тока. Это происходит в основном благодаря наличию большого количества полупроницаемых мембран, по обе стороны которых находятся свободные ионы. Под действием тока часть ионов накапливается с одной из сторон мембраны и возникает поляризация. Кроме того, часть зарядов может накапливаться у границ плохо проводящих тканей (в силу общей гетерогенности тканей). Поэтому живые ткани можно отнести к типу полупроводников или диэлектриков.

Явление поляризации наиболее выражено при измерении сопротивления на **постоянном токе**. В начальный момент оно небольшое, затем, через не-

сколько миллисекунд, резко увеличивается. При постоянном электрическом напряжении электронная, ионная, дипольная, макроструктурная и поверхностная поляризации реализуются за время не более 1 с и поэтому не вносят существенного вклада в величину тока, измеряемого с помощью стрелочных, или других инерционных приборов. Основное снижение тока, протекающего через ткани организма, в данном случае обусловлено электролитической поляризацией. Накопление тканью зарядов определяет возможность реполяризационных явлений.

Развитие этих процессов во времени необходимо учитывать в оценке импеданса тканей при экспериментальных и клинических исследованиях, а также при электрофорезе и ионофорезе.

Значительно более сложный характер носит электропроводность клеток и тканей для переменного тока. Так как биологические объекты обладают как проводимостью, так и емкостью, то они будут характеризоваться как активным, так и реактивным сопротивлением, в сумме составляющими импеданс объекта. Импеданс биологической ткани зависит от частоты тока: при увеличении частоты реактивная составляющая импеданса уменьшается. Частотно-зависимый характер емкостного сопротивления является одной из причин зависимости импеданса биологических объектов от частоты тока, т. е. дисперсии импеданса. Изменение импеданса с частотой обусловлено также зависимостью поляризации от периода действия переменного тока. Если время, в течение которого электрическое поле направлено в одну сторону, больше времени релаксации какого-либо вида поляризации, то поляризация достигает своего максимального значения и вещество будет характеризоваться постоянными значениями диэлектрической проницаемости и проводимости. До тех пор, пока полупериод переменного тока больше времени релаксации, эффективная диэлектрическая проницаемость и проводимость объекта не будут изменяться с частотой. Если же при увеличении частоты полупериод переменного тока становится меньше времени релаксации, то поляризация не успевает достигнуть максимального значения. После этого диэлектрическая проницаемость начинает уменьшаться с частотой, а проводимость возрастать. При значительном увеличении частоты данный вид поляризации практически будет отсутствовать, а диэлектрическая проницаемость и проводимость снова станут постоянными величинами. Общая картина частотной зависимости электрических параметров сохраняется для всех тканей. Некоторые индивидуальные особенности ее определяются размерами и формой клеток, величиной их проницаемости, соотношением между объемом клеток и межклеточных пространств, концентрацией свободных ионов в клетках, содержанием свободной воды и др. Изменение состояния клеток и тканей, их возбуждение, изменение интенсивности метаболизма и других функций клеток приводят к изменению электропроводности биологических систем.

В этой связи изменение электропроводности используют для получения информации о функциональном состоянии биологических тканей, для выявления воспалительных процессов, изменения проницаемости клеточных мембран

и стенок сосудов при патологии или действии на организм различных факторов, для оценки кровенаполнения сосудов органов и тканей и др. Дисперсия электрических свойств тканей, обусловленная состоянием заряженных частиц, играет важную роль в действии на организм лечебных физических факторов, в особенности переменных токов, электромагнитных полей и их составляющих. Они определяют их проникающую способность, селективность и механизмы поглощения энергии факторов, первичные механизмы их действия на организм.

При разложении прямоугольного импульса на синусоидальные гармоники его спектр будет состоять из экспоненциально угасающих волн различных частот. В связи с этим прямоугольные импульсы электрического напряжения могут быть использованы для исследования спектральных характеристик биообъектов. Высокочастотные фронты импульса могут позволить оценить импедансные характеристики организма для высокочастотных компонентов электрического тока.

Соотношение амплитуд среза импульсов напряжения и тока позволяет оценить импеданс ткани для постоянной составляющей импульсного процесса. При проведении измерения импеданса возбудимых тканей организма на импульсном токе необходимо учитывать эпюры растекания тока и порог возбуждения.

Одновременно с частотной дисперсией импеданса по соотношению параметров импульсов напряжения и тока можно оценивать изменения импеданса, возникающие в связи с возбуждением клеток ткани.

Кровь, как и любая другая ткань организма, обладает электрической неоднородностью. Сопротивление клеточных мембран значительно превышает сопротивление вне- и внутриклеточных сред. Однако прямыми методами измерить удельное сопротивление клеточной мембраны не представляется возможным.

В связи с этим вместо таких измерений может быть использована формула Максвелла, позволяющая вычислить удельное сопротивление отдельных компонентов однородных клеточных суспензий по известным исходным данным:

$$\frac{\frac{\rho_1 - 1}{\rho}}{\frac{\rho_1 + 2}{\rho}} = V \cdot \frac{\frac{\rho_1 - 1}{\rho_2}}{\frac{\rho_1 + 2}{\rho_2}}, \text{ где}$$

ρ – сопротивление всей суспензии, ρ_1 – удельное сопротивление среды, ρ_2 – удельное сопротивление мембран клеток, V – объем клеток.

Применение метода Максвелла показывает возможности оценки структуры и функции тканей организма по показателям их электропроводности.

Прежде чем приступить к изучению электрических свойств биологических объектов, студентам необходимо овладеть достаточными навыками работы с используемой аппаратурой.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ОБЩИЕ ТРЕБОВАНИЯ К ВЫПОЛНЕНИЮ ЗАДАНИЙ ТЕМЫ «ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ»

Обратить внимание на выполнение инструкций по эксплуатации приборов и правилами техники безопасности работы в лаборатории.

Техника безопасности перед началом работы

1. Включать прибор только в присутствии опытного лаборанта, сотрудника.
2. Перед включением прибора в сеть убедиться в исправности электропровода/штепсельной розетки и вилки, надежности изоляции электрических проводов.
3. Проверить наличие заземления электрооборудования. Схема заземления должна быть параллельной и только на специально предусмотренный контур заземления.

НЕЛЬЗЯ заземлять электрооборудование последовательно у нескольких приборов. Так же нельзя заземлять на трубы водопровода, канализации и системы отопления. Запрещается работать на незаземленном электрооборудовании. При работе с электроприборами и электрооборудованием следует быть особенно осторожным, так как поражение током очень опасно для жизни и здоровья человека. Поражение может быть в виде электрического удара, в результате которого человек приходит в бессознательное состояние, а иногда наступает смерть. Произойти это может при соприкосновении с токопроводящими частями, в момент замыкания или размыкания цепи. Надо помнить, что напряжение электротока свыше 12 В опасно для жизни.

4. Во избежание травм надо пользоваться индивидуальными средствами защиты, к которым относятся резиновые перчатки, коврики, боты, инструменты с изолирующими ручками.

Для предупреждения поражения электрическим током при выполнении лабораторной работы необходимо:

- ✓ убедиться в исправности изоляции соединительных проводов;
 - ✓ перед началом работы проверять безопасность электрической аппаратуры и электропроводов на рабочем столе; при обнаружении электротока на металлических частях аппаратуры прекратить работу и вызвать электромонтера;
 - ✓ рубильники и предохранители должны быть закрыты защитными кожухами;
 - ✓ во избежание отрывов и замыкания электрических проводов располагайте их аккуратно и надежно зажимайте клеммами;
 - ✓ удаление пыли с аппаратуры производить лишь после отключения ее от источника питания;
 - ✓ при включении и отключении электроприборов брать за корпус штепселя, а не за шнур.
5. Запрещается:
 - ✓ применять электронагревательные приборы с открытой спиралью;

- ✓ пользоваться бытовыми приборами и электрооборудованием и неисправными соединительными шнурами, штепсельными вилками, розетками (поломанные, нагреваются и т. д.);
- ✓ производить самим ремонт и замену электропроводки электрических розеток, оборудования и т. д.
- ✓ не ввинчивать и не вывинчивать электролампы из электропатронов без жесткого закрепления патронов, под напряжением;
- ✓ включать рубильник общего питания сети, не проверив состояния приборов (внешний осмотр);
- ✓ заменять перегоревшие предохранители самодельными;
- ✓ вешать на штепсельные розетки, выключатели и электропровода различные вещи;
- ✓ работать с электрооборудованием, не прошедшим очередной поверки, сведения о которой фиксируются в паспорте прибора;
- ✓ переносить включенные приборы, находящиеся под напряжением;
- ✓ оставлять без надзора электрооборудование под напряжением;
- ✓ после окончания работы отключите источники питания и приведите в порядок рабочее место.

6. При уходе домой нужно обязательно проверить выключены ли электроприборы.

7. Оказания первой помощи при поражении электрическим током:

- ✓ необходимо немедленно освободить пострадавшего от действия тока (выключить оборудование, рубильник, оттянуть провод от пострадавшего сухой доской), вызвать врача;
- ✓ при освобождении пострадавшего оказывающий помощь должен изолировать себя от тока при помощи резиновых перчаток или галош, резиновых сапог;
- ✓ нельзя прикасаться к пострадавшему голыми руками, пока он находится под током;
- ✓ после освобождения пострадавшего от действия тока его надо осмотреть, при ожогах – наложить стерильную повязку; если пострадавший не подает признаков жизни, необходимо производить мероприятия по реанимации непрерывно до появления признаков жизни;
- ✓ одновременно при необходимости следует применять и другие меры: растереть тело и согреть грелками, бутылками с горячей водой, обернутыми материалом, давать нюхать нашатырный спирт;

8. В аварийных случаях:

- ✓ следует немедленно отключить всю работающую аппаратуру, выключить рубильник;
- ✓ после аварийной ситуации запрещается работать на электроприборах с нею связанных, до выяснения и устранения причин аварии и до прохождения внеочередного инструктажа по ТБ;

9. По окончании работы отключить от сети все приборы и выключить рубильник.

10. В случае необходимости круглосуточной работы аппаратов на дверях комнат, где они находятся, должны висеть таблички с надписями: «Включен холодильник», «Включен термостат» и т. д.

11. Уходя из лаборатории, убедитесь, что все приборы и свет выключены.

Задание 1. ЗНАКОМСТВО С ПРИБОРАМИ ПРАКТИКУМА

1. Ознакомиться с инструкциями по эксплуатации приборов: 2-лучевым осциллографом С1-83, электростимулятором ЭСЛ-2, звуковым генератором INSTEK spg 2010, источником постоянного тока ТЭК 42 нтр1510.

2. Заземлить приборы, подключить к сети для прогрева.

3. Установить выходное напряжение звукового генератора и электростимулятора равным 0. На экране осциллографа получить устойчивую линию луча. Подключить к выходу электростимулятора изолирующий трансформатор.

4. Получить на выходе изолирующего трансформатора импульсное напряжение: длительность импульсов – 1,5 мс, длительность пауз – 3,5 мс, амплитуда импульсов – 850 мВ.

5. Подготовить осциллографы к работе с электрическим сигналом заданных амплитудно-частотных параметров. После показа преподавателю готовых к работе приборов соединить один вход осциллографа с выходом изолирующего трансформатора, второй вход – с выходом стимулятора. Получить устойчивое изображение импульсного процесса (2 – 4 импульса) в центре экрана осциллографа с амплитудой 1–4 см.

6. Сопоставить значения параметров импульса, установленных с помощью электростимулятора, с данными калибровки осциллографа. Измерить длительность переднего и заднего фронтов импульсов.

7. Получить изображение импульса, развернутое по вертикали на весь экран осциллографа. В отчете указать отличия (в %) амплитуд сигналов при их измерении с помощью осциллографа и заданных с помощью электростимулятора.

8. Выключить электростимулятор. Подсоединить выход электростимулятора без изолирующего трансформатора к входу осциллографа. Установить соответствующую чувствительность осциллографа и после проверки правильности сборки схемы преподавателем включить электростимулятор.

9. Зарисовать форму импульсных сигналов при работе с изолирующим трансформатором и без него при одинаковой развертке и амплитуде на экране осциллографа. В отчете объяснить причины различий в форме импульсов при использовании изолирующего трансформатора. Объяснить необходимость применения изолирующего трансформатора в исследованиях потенциала действия.

10. При работе с осциллографом и звуковым генератором произвести подготовку осциллографа. Установить на выходе звукового генератора напряжение 2,95 В, частоту 1850 Гц. После проверки правильности подготовки приборов преподавателем получить устойчивое изображение сигнала (2–3 периода) на экране осциллографа. Также, как в пп. 6 и 7 настоящего задания, оценить отли-

чия (в %) в амплитудах сигналов, задаваемых с помощью звукового генератора и измеряемых осциллографом.

11. Оценить точность измерения периодов импульсных и синусоидальных сигналов с помощью осциллографа при использовании калибровки по горизонтали.

12. В отчете зарисовать передние панели осциллографов и генераторов электрических сигналов, надписать назначение каждой ручки и тумблера. Указать для каждого осциллографа пределы измерения амплитуды сигналов, частоты синусоидальных сигналов и длительности импульсов.

13. По заданию преподавателя на разбалансированном осциллографе в течение 2–3 минут получить устойчивое изображение неизвестного сигнала генератора.

Задание 2. ИССЛЕДОВАНИЕ ПОЛЯРИЗАЦИИ ТКАНЕЙ ПОСТОЯННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ТОКОМ

1. Собрать электрическую схему для исследования явления поляризации (рис. 3).

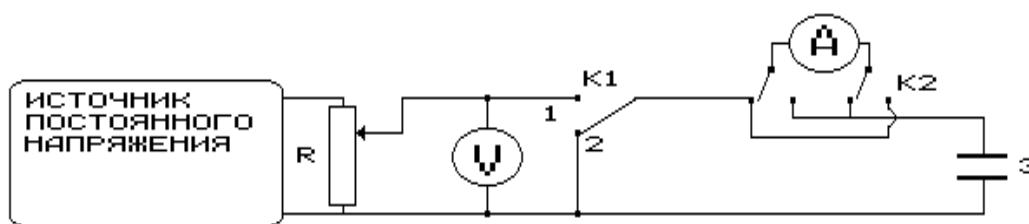


Рис. 3. Электрическая схема для исследования явления поляризации. R – реостат, V – вольтметр, A – миллиамперметр, k1, k2 – переключатели, Э – электроды

2. Налить в стаканчик физиологический раствор, опустить в него электроды. Установить напряжение на источнике постоянного тока 0,5 В. Ключ k1 переключить в положение 1 и отметить с помощью миллиамперметра величину силы тока в момент включения. Далее регистрировать силу тока в течение 1 минуты через каждые 10 с.

3. По окончании измерения переключить ключом k2 полярность миллиамперметра и одновременно переключить ключ k1 в положение 2. Измерить величину реполяризационного тока в момент переключения и далее в течение 1 минуты через каждые 10 с.

4. Такие же измерения провести при напряжениях 1,0; 1,5; 2,0 В.

5. Вылить из стаканчика физиологический раствор, тщательно его промыть, электроды слегка зачистить наждачной бумагой, а затем протереть марлей.

6. В стаканчик поместить кровь. Провести измерения, как описано в пп. 2–4.

7. Кровь вылить, тщательно промыть стаканчик, зачистить электроды.

8. Поместить в стаканчик любую биологическую ткань (животную или растительную). Провести измерения, как в пп. 2–4.

9. Полученные данные занести в таблицы (табл. 1) и построить графики зависимости токов поляризации и реполяризации от времени (рис. 4).

Таблица 1

Значения токов поляризации и реполяризации

Объект	Ток поляризации, мА							Ток реполяризации, мА						
	Времена измерения, с													
	0	10	20	30	40	50	60	0	10	20	30	40	50	60
Физраствор														
Кровь														
Ткань														

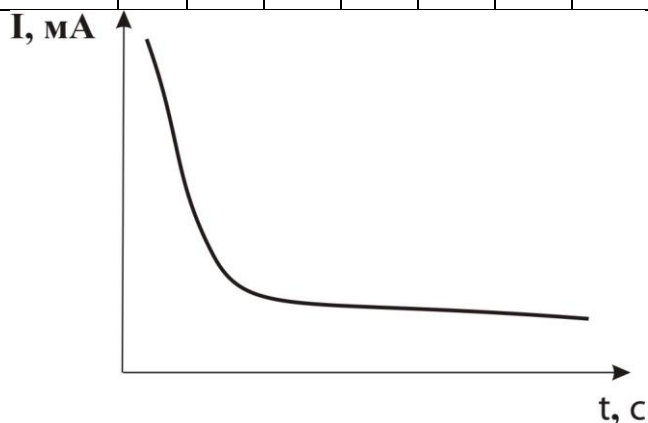


Рис. 4. Примерный вид графика зависимости тока поляризации от времени

Задание 3. ИЗУЧЕНИЕ ДИСПЕРСИИ ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

1. Собрать электрическую схему для исследования дисперсии импеданса (рис. 5).

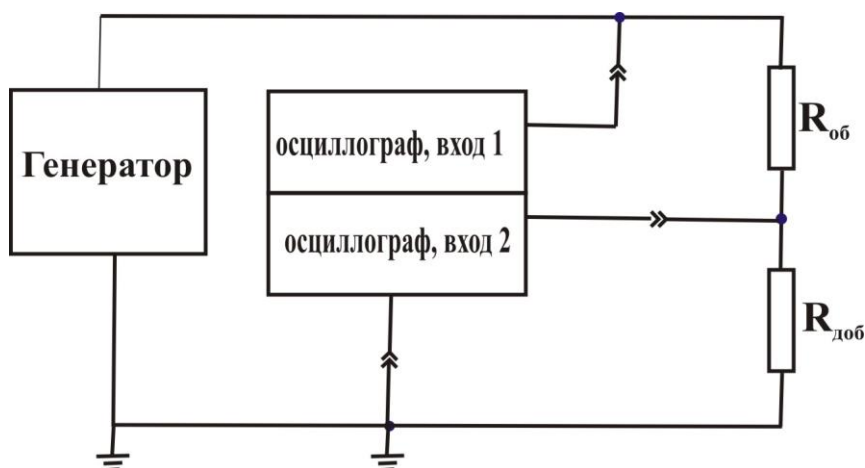


Рис. 5. Электрическая схема для исследования дисперсии импеданса тканей
ГЧ – звуковой генератор, ОСЦ – осциллограф, $R_{доб}$ – добавочное сопротивление, $R_{об}$ – сопротивление объекта, ВХ 1, ВХ 2 – входные каналы осциллографа

2. Установить на выходе генератора напряжение 1 В.
3. Установить на выходе генератора частоту 10 Гц.

4. Поместить биообъект (растительная или животная ткань) между электродами.
5. Измерить падение напряжения на электродах, на $R_{доб}$.
6. Установить частоты на выходе генератора 100, 1000, 10000 Гц, 0,1, 1 и 5 мГц, измерить падение напряжения на электродах и на $R_{доб}$.
7. Подвергнуть ткань действию какого-либо повреждающего фактора (например, нагреть).
8. Провести измерения с поврежденной тканью, как в пп. 5 – 6.
9. Рассчитать в обоих экспериментах для всех частот силу тока, протекающего через электроды, по формуле:

$$I = \frac{U_R}{R_{доб}}, \text{ где}$$

U_R – падение напряжения на сопротивлении $R_{доб}$, $R_{доб}=100$ Ом.

10. Рассчитать импеданс для всех проведенных измерений по формуле:

$$Z = \frac{U}{I}, \text{ где}$$

U – падение напряжения на электродах, I – сила тока, текущего через электроды.

Примечание: с помощью специальной настройки напряжение на электродах можно поддерживать на уровне 1 В, тогда U в формуле равно 1В.

11. Построить график зависимости импеданса ткани от частоты тока по данным обоих экспериментов (рис. 6).

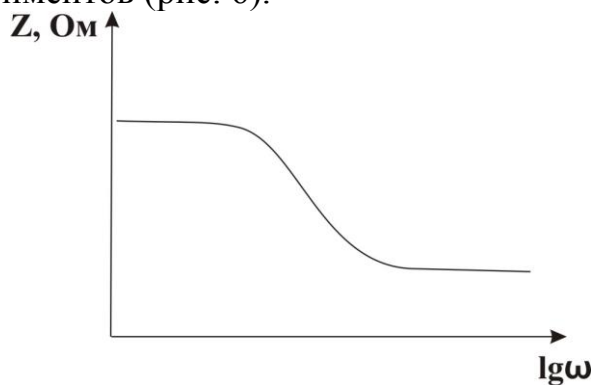


Рис. 6. Примерный вид зависимости импеданса ткани (Z) от десятичного логарифма круговой частоты тока ($\lg \omega$)

Задание 4. ИЗМЕРЕНИЕ ИМПЕДАНСА МЫШЕЧНОЙ ТКАНИ НА ИМПУЛЬСНОМ ТОКЕ

1. Собрать схему измерения импеданса, как на рисунке 5.
2. Установить на генераторе длительность импульсов 10 мс, частоту следования импульсов 20 Гц. Получить устойчивую их развертку на экране осцилло-

графа при напряжении 1 В. Измерить длительность переднего и заднего фронтов импульса.

3. Выключить генератор, установить магазин сопротивлений на 1 кОм.

4. Обработав спиртом поверхность кожи предплечья, наложить электроды, подложив под электроды марлевые тампоны, смоченные 10 % раствором хлорида натрия, укрепить их с помощью резинового бинта так, чтобы расстояние между электродами составляло 6-8 см.

5. Включить генератор. С экрана осциллографа зарисовать форму импульса напряжения генератора и форму импульса падения напряжения на $R_{доб}$. Для получения устойчивой развертки на осциллографе формы импульса при напряжении использовать необходимый режим синхронизации.

6. Измерение длительности переднего и заднего фронтов импульсов должно позволить рассчитать ток переднего фронта импульса цепи по формуле

$$I_{\phi} = \frac{U_{11}}{R_{доб}}$$

и ток вершины импульса по формуле:

$$I_b = \frac{U_{21}}{R_{доб}}.$$

7. Вычислить импеданс тканей предплечья для фронта импульса по формуле: $Z_{\phi} = \frac{U_1}{I_{\phi}}$

и для вершины импульса по формуле: $Z_r = \frac{U_2}{I_b}$.

8. Последовательно установить напряжение переднего фронта импульса 5; 10; 15; 20; 25 В, что позволит измерить зависимость импеданса от величины напряжения отдельно для фронта и вершины импульса.

9. Построить графики зависимости импеданса от величины напряжения отдельно для фронта и вершины импульса.

Задание 5. ИЗМЕРЕНИЕ УДЕЛЬНОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ КЛЕТОК КРОВИ

1. Собрать схему измерения импеданса, как на рисунке 5. Принципы измерения и расчета показателей такие же, как в задании 3.

2. Установить частоту звукового генератора 50 Гц при напряжении 1 В.

3. При заборе крови особое внимание следует обратить на обязательность обработки конца капилляра с внутренним диаметром 1 мм гепарином.

4. После заполнения 0,8–0,9 высоты капилляра кровью капилляр очень тщательно замазывается с обоих концов мастикой для исключения вытекания содержимого в процессе центрифугирования.

5. Измерить сопротивление крови в капилляре и длину капилляра, занятую кровью. Вычислить сопротивление крови на 1 см длины капилляра. Обратить внимание, что для измерений используются игольчатые электроды.

6. Замазать концы капилляра мастикой еще раз и поместить его в центрифугу, центрифугировать при 3000 об/мин в течение 6 минут. После остановки центрифуги вынуть капилляр и измерить величину объемного индекса крови.

7. Разломить капилляр на две части так, чтобы в одной части находились форменные элементы, а в другой части – плазма крови. Места разломов замазать мастикой.

8. Измерить сопротивление плазмы крови в капилляре и вычислить удельное сопротивление плазмы на 1 см длины капилляра.

9. Привести значения удельных сопротивлений сред на 1 см длины капилляра к удельным сопротивлениям.

10. Вычислить удельное сопротивление клеток крови по формуле Максвелла:

$$\frac{\frac{p_1 - 1}{p}}{\frac{p_1}{p} + 2} = V \cdot \frac{\frac{p_1 - 1}{p_2}}{\frac{p_1}{p_2} + 2}, \text{ где}$$

p – сопротивление всей суспензии, p_1 – удельное сопротивление среды, p_2 – удельное сопротивление мембран клеток, V – объем клеток.

Вопросы для самоконтроля

1. Явление поляризации, виды поляризации.
2. Применение импедансометрии в медицине и биологии.

ТЕМА 6

АКТИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИООБЪЕКТОВ

Цель: исследовать проведение возбуждения и параметры потенциала действия электровозбудимых тканей

Материалы и оборудование: осциллографы: С1-83, электростимулятор ЭСЛ-2, шнуры питания, соединительные провода, ванночка с раздражающими электродами, соединительные провода, лягушка, чашка Петри, препаровальные инструменты, физиологический раствор, инструкции по эксплуатации приборов.

Вопросы для самоподготовки:

1. Механизмы формирования потенциала покоя и потенциала действия нервного волокна.
2. Роль потенциалозависимых ионных каналов в формировании мембранных потенциалов электровозбудимых клеток.
3. Методы регистрации мембранных потенциалов и ионных токов в электровозбудимых тканях.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Раздражимость – свойство всех без исключения живых клеток, представляет собой способность реагировать на различные факторы внешней среды. Возбудимость – более узкое понятие и представляет собой способность клетки реагировать на электрические стимулы, генерируя потенциал действия. К возбудимым тканям относят нервную, мышечную и железистую.

Потенциал покоя (ПП) большинства электровозбудимых клеток, и нервных в том числе, имеет калиевую природу, так как движение именно этих ионов по концентрационному и электрохимическому градиенту в основном обуславливает разность потенциалов на мембране в состоянии покоя.

ПП рассчитывается по формуле Гольдмана:

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \ln \frac{P_{Na^+} [Na]_o + P_{K^+} [K]_o + P_{Cl^-} [Cl]_i}{P_{Na^+} [Na]_i + P_{K^+} [K]_i + P_{Cl^-} [Cl]_o} \quad (1), \text{ где}$$

R – универсальная газовая постоянная, T – абсолютная температура, F – число Фарадея, концентрация ионов K^+ , Na^+ , Cl^- внутри []_i и вне []_o клетки, P – проницаемость мембраны для ионов K^+ , Na^+ , Cl^- .

При нанесении клетке электрического раздражения пороговой силы генерируется потенциал действия (ПД). При этом увеличивается проницаемость мембраны для ионов Na^+ , которые по концентрационному и электрохимическому градиенту поступают внутрь клетки. Таким образом, ПД имеет натриевую природу. Постоянство концентрации ионов K^+ и Na^+ внутри клетки обеспе-

чивается механизмом активного транспорта. Его система представлена специальным ферментом-переносчиком Mg^{2+} -зависимой Na^+, K^+ -АТФазой. Этот переносчик осуществляет противогradientный транспорт ионов K^+ и Na^+ через мембрану за счет энергии гидролиза АТФ.

Для изучения роли активного транспорта в электрических явлениях на мембране можно воздействовать либо непосредственно на переносчик, либо на метаболические процессы в клетке. Во втором случае изменяются процессы, связанные с синтезом АТФ, а это влечет за собой изменение в работе Na^+, K^+ -АТФ-азы.

Для изучения роли ионов в развитии ПД самым простым способом является изменение электролитного состава физиологического раствора. Так, добавление ионов K^+ , согласно уравнению Гольдмана, должно вызывать деполяризацию и сдвигать величину ПП в положительную сторону, изменение концентрации ионов Na^+ в омывающем растворе также будет изменять параметры ПД.

Мембранную разность потенциалов нервных клеток можно регистрировать с помощью внутриклеточных и внеклеточных электродов. Объектами исследования в первом случае могут быть гигантские аксоны ряда беспозвоночных животных (например, кальмара), во втором случае нервные волокна позвоночных животных (в частности лягушек).

При регистрации ПД нервного волокна лягушки с помощью внеклеточных электродов наблюдается двухфазный ПД. Монофазный ПД получается при блокировании проведения нервного импульса между отводящими электродами.

Нервные волокна, в том числе и седалищный нерв лягушки, неоднородны по структуре. Они представляют собой набор нервных пучков, неодинаковых по радиусу, а следовательно, и по скорости проведения возбуждения. В связи с этим в нерве лягушки выделяют 3 группы волокон. Для волокон А-группы скорость проведения возбуждения составляет 27 м/с, для волокон В-группы – 4,2 м/с, для волокон группы С – 0,4 м/с. В свою очередь, волокна группы А делятся по скорости распространения возбуждения на 3 подгруппы: это α -, β -, γ -волокна. Скорость проведения возбуждения по этим волокнам составляет соответственно 42, 25 и 16 м/с. При внеклеточном отведении потенциалов нерва лягушки, изменяя напряжение на раздражающих электродах, можно наблюдать на экране осциллографа ПД α -, β - и γ -волокон. Сначала появляется ПД γ -волокон, затем β - и, наконец, всех трех видов (рис. 7).

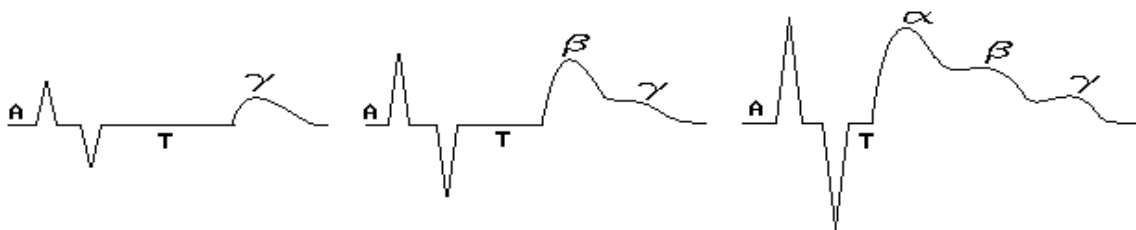


Рис. 7. Последовательность изменения амплитудно-фазочастотных параметров ПД А-волокон седалищного нерва лягушки при увеличении напряжения на раздражающих электродах. А – импульс артефакта; Т – латентный период

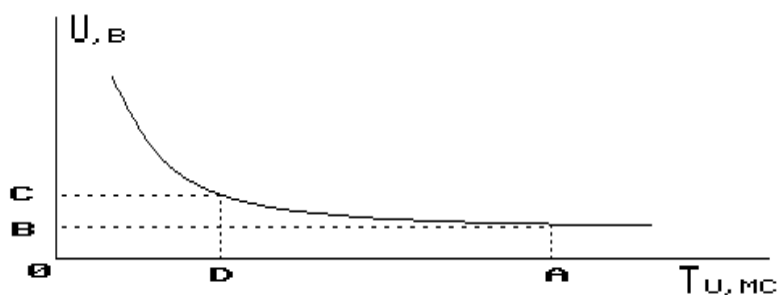


Рис. 8. Кривая «сила длительность»

T_u – длительность импульса в мсек, U (В) – амплитуда раздражающего импульса;
 OD – хронаксия; OB – реобаза; OA – полезное время

Потенциал действия седалищного нерва лягушки при внеклеточном отведении подчиняется закону «все или ничего». При этом, если пауза между раздражающими импульсами больше рефрактерного периода, то, изменяя длительность импульса, можно получить кривую «сила длительность» и вычислить хронаксию и полезное время действия раздражающего тока (рис. 8).

Уменьшая длительность паузы между раздражающими импульсами, можно определить рефрактерный период для каждой из подгрупп А-волокон.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. РЕГИСТРАЦИЯ ПОТЕНЦИАЛА ДЕЙСТВИЯ СЕДАЛИЩНОГО НЕРВА ЛЯГУШКИ

1. Собрать экспериментальную установку для регистрации ПД нервного волокна согласно предложенной схеме (рис. 9).

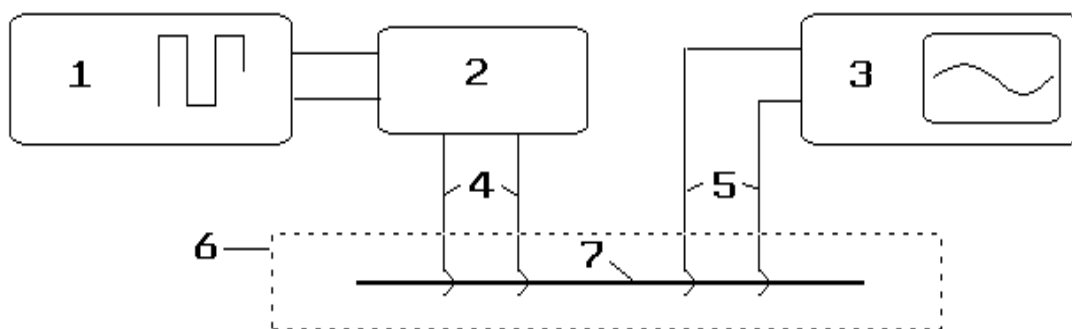


Рис. 9. Схема экспериментальной установки для регистрации ПД седалищного нерва лягушки. 1 – генератор импульсов; 2 – изолирующий трансформатор; 3 – осциллограф; 4 – раздражающие электроды; 5 – отводящие электроды; 6 – ванночка; 7 – нерв

2. Приготовить препарат седалищного нерва лягушки. Выделенные седалищные нервы должны быть как можно большей длины. Нерв поместить в раствор Рингера для холоднокровных (далее – физиологический раствор).

3. Нерв уложить на электроды так, чтобы он не касался стенок ванночки. Провисая между раздражающими и отводящими электродами, нерв должен касаться дна ванночки. На дне ванночки должна быть фильтровальная бумага, смоченная физиологическим раствором.

4. Установить минимальную чувствительность осциллографа. Подключить генератор импульсов ко входу осциллографа. Провести измерение длительности импульсов и пауз между ними при всех положениях переключателя и ручек регулировки напряжения.

5. Установить с помощью переключателей генератора импульсов длительность импульса 0,1 мс, длительность пауз 5 и 10 мс, уменьшить напряжение на генераторе до 0.

6. Подключить осциллограф к отводящим электродам. Увеличивая напряжение на генераторе, получить устойчивое изображение импульса артефакта и двухфазного потенциала действия. Для получения максимальной амплитуды ПД пипеткой удалить некоторое количество физиологического раствора, находящегося между электродами, а также пинцетом установить расстояние между отводящими электродами в пределах 3-7 мм.

7. Проверить способность нерва к двухстороннему проведению возбуждения. Для этого нерв повернуть на 180° относительно центра ванночки и получить ПД.

8. Измерить с помощью осциллографа амплитуду полуволн ПД, а также длительность латентного периода и длительность полуволн ПД.

9. Грубым пинцетом передавить нерв между отводящими электродами и зарегистрировать однофазный ПД.

10. Грубым пинцетом передавить нерв между раздражающими электродами. В случае отсутствия потенциала действия сменить полярность раздражающих электродов.

11. Зная длительность латентного периода и расстояние между катодом и первым отводящим электродом, вычислить среднюю скорость распространения волны возбуждения по седалищному нерву лягушки.

Задание 2. ИЗУЧИТЬ ПРОВЕДЕНИЕ ВОЗБУЖДЕНИЯ ПО ВОЛОКНАМ А-ГРУППЫ СЕДАЛИЩНОГО НЕРВА ЛЯГУШКИ

1. Собрать экспериментальную установку для регистрации ПД нервного волокна согласно предложенной схеме (рис. 9).

2. Приготовить препарат седалищного нерва лягушки. Выделенные седалищные нервы должны быть как можно большей длины. Нерв поместить в раствор Рингера для холоднокровных (далее – физиологический раствор).

3. Нерв уложить на электроды так, чтобы он не касался стенок ванночки. Провисая между раздражающими и отводящими электродами, нерв должен касаться дна ванночки. На дне ванночки должна быть фильтровальная бумага, смоченная физиологическим раствором.

4. Установить с помощью переключателей генератора импульсов длительность импульса 0,1 мс, длительность пауз 5 и 10 мс, уменьшить напряжение на генераторе до 0. Включить генератор импульсов и осциллограф. Установить минимальную чувствительность осциллографа.

5. Увеличивая напряжение на раздражающих электродах, отметить положение ручки регулировки напряжения, при котором появляется потенциал действия γ -волокон. Определить скорость проведения возбуждения по γ -волокам А-группы (см. задание 1).

6. Увеличивая напряжение на раздражающих электродах, измерить латентные периоды и пороги раздражения для α - и β -волокон, а также минимальное напряжение, при повышении которого дальнейшего роста первой полуволны не происходит.

7. Измерить средний рефрактерный период нервных волокон. Для этого, уменьшая длительность паузы между раздражениями, отметить длительность паузы, при которой наблюдается исчезновение потенциала действия. При измерении рефрактерного периода длительность импульсов должна находиться в пределах 0,1–2 мс.

8. Вычислить лабильность волокон А-группы.

При оформлении отчета зарисовать импульс артефакта и потенциала действия α -, β - и γ -волокон А-группы.

9. Построить кривую «сила – длительность», определить по ней реобазу, хронаксию и полезное время для каждого типа волокон А-группы.

Задание 3. ИССЛЕДОВАТЬ ВЛИЯНИЕ ВНЕШНИХ ФАКТОРОВ НА ПАРАМЕТРЫ ПОТЕНЦИАЛА ДЕЙСТВИЯ НЕРВНЫХ ВОЛОКОН

1. Собрать экспериментальную установку для регистрации ПД нервного волокна согласно предложенной схеме (рис. 9).

2. Приготовить препарат седалищного нерва лягушки. Выделенные седалищные нервы должны быть как можно большей длины. Нерв поместить в раствор Рингера для холоднокровных (далее – физиологический раствор).

3. Нерв уложить на электроды так, чтобы он не касался стенок ванночки. Провисая между раздражающими и отводящими электродами, нерв должен касаться дна ванночки. На дне ванночки должна быть фильтровальная бумага, смоченная физиологическим раствором.

4. Установить максимальную чувствительность осциллографа. На генераторе импульсов установить длительность импульса 0,1 мс, длительность паузы 10 мс. Включить генератор и осциллограф.

5. Увеличивая напряжение на генераторе, получить максимальную амплитуду потенциала действия. С помощью осциллографа измерить продолжительность латентного периода и амплитуду полуволны потенциала действия.

6. Для устойчивого изображения сигнала добиваться правильного выбора режима синхронизации стимулятора импульсов и осциллографа.

7. Положить небольшой кусочек замороженного физиологического раствора рядом с нервом между раздражающими и отводящими электродами. Измерить продолжительность латентного периода и амплитуду полуволн потенциала действия сразу после того как растает кусочек льда.

8. С помощью пипетки убрать избыток физиологического раствора со дна ванночки. На середину нерва поместить 2-3 капли раствора безнатриевого Рингера для холоднокровных. Зафиксировать полученные изменения.

9. Отмыть нерв в физиологическом растворе. Вновь уложить его на электроды. На середину нерва поместить 2-3 капли гиперкалиевого физиологического раствора. Зафиксировать полученные изменения.

10. Отмывая нерв в физиологическом растворе, добиться исходной картины ПД. Затем в отмывающий раствор добавить 2 % норадреналин. Зафиксировать полученные изменения.

Задание 4. ИЗУЧЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МЕМБРАНЫ НЕРВНОГО ВОЛОКНА НА КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ

Характеристика программы

В основу модели положены основные закономерности, которым подчиняются процессы движения ионов через клеточную мембрану и динамика мембранного потенциала. Равновесные потенциалы для отдельных ионов рассчитывались по уравнению Нернста:

$$E = \frac{RT}{F} \ln \frac{c_e}{c_i} \quad (1), \text{ где}$$

R – универсальная газовая постоянная, F – число Фарадея, T – температура, c_e – концентрация иона снаружи и c_i – концентрация иона внутри клетки (индексы e и i соответственно).

В соответствии с теорией постоянного поля предполагается, что в однородной и нейтральной мембране градиент электрического поля постоянен. В этом случае плотность потока ионов через мембрану описывается следующим уравнением:

$$j = \frac{RTu}{F} \left(\frac{dc}{dx} + \frac{zcFE}{RTl} \right) \quad (2), \text{ где}$$

Z – валентность иона, u – электрофоретическая подвижность иона, l – толщина мембраны, E – мембранный потенциал.

После интегрирования этого уравнения можно вычислить отношение противоположно направленных ионных потоков через мембрану:

$$\frac{j_+}{j_-} = \frac{c_i}{c_e} e^{\frac{zFE}{RT}} \quad (3)$$

Уравнение (3) представляет собой уравнение Уссинга и является критерием независимости противоположно направленных потоков ионов через мембрану.

Когда мембрана проницаема для нескольких ионов, в соответствии с теорией постоянного поля можно рассчитать значение равновесного потенциала. В используемой модели предполагается, что мембрана проницаема для ионов натрия и калия (4).

$$E = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{g_{Na} [Na]_e + g_K [K]_e}{g_{Na} [Na]_i + g_K [K]_i} \right) \quad (4), \text{ где}$$

g – значения проницаемости мембраны для данного иона.

Теория постоянного поля предусматривает также феномен выпрямления для токов, переносимых ионами, концентрации которых внутри и снаружи клетки отличаются.

Для количественного описания ионных токов при изменении мембранного потенциала в модели использованы уравнения Ходжкина–Хаксли:

$$g_{Na} = g_{Na}^* m^3 h \quad (5)$$

$$g_{Ka} = g_{Ka}^* n^4 \quad (6), \text{ где}$$

звездочкой отмечены максимальные значения проницаемости, m и n – переменные активации, h – инактивации.

Динамика этих переменных зависит от констант скоростей α и β , зависящих, в свою очередь, от значения мембранного потенциала, температуры и концентрации двухвалентных катионов в наружном растворе, но не зависящих от времени:

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m (1 - m) - \beta_m m \quad (7),$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h (1 - h) - \beta_h h \quad (8),$$

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n (1 - n) - \beta_n n \quad (9)$$

При деполяризации мембраны α_m , β_h , α_n увеличиваются, а β_m , β_n , α_h уменьшаются. Стационарные значения переменных m , n и h выражают следующим образом:

$$m_s = \frac{\alpha_m}{\alpha_m + \beta_m} \quad (10),$$

$$h_s = \frac{\alpha_h}{\alpha_h + \beta_h} \quad (11)$$

$$n_s = \frac{\alpha_n}{\alpha_n + \beta_{nn}} \quad (12)$$

Для описания плотности общего ионного тока через мембрану использовано следующее выражение:

$$J = g_{Na}^* m^3 h (E - E_{Na}) + g_K^* n^4 (E - E_K) \quad (13), \text{ где}$$

E – значение мембранного потенциала, а E_{Na} , E_K – нернстовские равновесные потенциалы для ионов

В специально разработанных и написанных на языке программирования BASIC программах реализован алгоритм, основы которого изложены выше. Программы предназначены для моделирования экспериментов по изучению электрофизиологических свойств электровозбудимой мембраны нервного волокна.

Исследователь имеет возможность задавать различные условия эксперимента (значение потенциала покоя, ионный состав среды, параметры раздражающих импульсов и т. д.) и регистрировать электрический ответ клетки на раздражение, а также исследовать ионный ток в режиме фиксации потенциала на мембране.

Первая программа – `pd.bas` – моделирует регистрацию мембранного потенциала при нанесении электрического раздражения. Программа позволяет моделировать эксперименты.

Вторая программа – `clamp.bas` – моделирует регистрацию ионного тока в режиме фиксации мембранного потенциала. Вы можете варьировать температуру, ионный состав цитозоля и среды.

Порядок работы с программой

1. Перед началом работы необходимо включить компьютер и произвести загрузку операционной системы. В директории QB на диске C найти исполнимый файл `qb.exe` и запустить программу (для этого установить курсор на название файла и нажать клавишу ENTER).

После запуска программы QB выберите в меню (верхняя строка экрана, для этого нажмите клавишу ALT или укажите на верхнюю строку курсором мыши и нажмите левую кнопку) опцию «File», а в ней – команду «Open program...». В окне экрана появится список файлов, находящихся в директории BAS. Выберите файл `pd.bas`, установите на него курсор и нажмите клавишу ENTER.

2. После этого на экран будет выведен текст программы, Вы можете ознакомиться с ее структурой. Затем выберите в меню (верхняя строка экрана) опцию «Run», а в ней – команду «Start». Установите на нее курсор и нажмите клавишу ENTER (или одновременно нажмите клавиши SHIFT F5). Выполнение программы начато.

3. После запуска программа запрашивает температуру раствора.

-T?

Рекомендуемая температура – 37,5°C. В определенных пределах ($\pm 5,5^\circ\text{C}$) температуру можно варьировать, что будет отражаться на значении потенциала покоя. Однако за указанные пределы выходить не следует – программа будет действовать согласно уравнению Нернста, не учитывая фазовых переходов мембраны и денатурации белков, и Вы получите неверные результаты.

Набрав значение температуры:

-T?37

нажмите клавишу ENTER.

4. Далее программа запрашивает концентрации основных потенциалобразующих ионов (калий и натрий) внутри клетки (i) и во внеклеточной жидкости (e). После каждого запроса вводите величину концентрации в миллимолях и нажимайте клавишу ENTER. Рекомендуемые

величины:

-K_i 120

-K_e 5,9

После этого на экран будет выведено значение равновесного потенциала для калия.

-Na_i 2,5

-Na_e 120,4

После этого на экран будет выведено значение равновесного потенциала для натрия и потенциала покоя.

Варьируя значения, можно исследовать влияние концентрации ионов на амплитуду потенциала покоя и потенциала действия. По умолчанию (нажатие клавиши ENTER без указания значения) устанавливаются значения параметров, равные нулю.

5. Далее программа запрашивает, будут ли заданы параметры экрана. Максимально допустимые значения амплитуды – ± 1000 мВ; времени – 50 мс. Названные значения параметров устанавливаются по умолчанию. Для работы в режиме однократной стимуляции рекомендуется устанавливать следующие значения:

Будут заданы параметры экрана?у

Максимальное значение потенциала: 150

Минимальное значение потенциала: – 150

Время: 25

При двухимпульсном режиме стимуляции время следует установить максимальное.

6. Следующий этап – установка параметров стимуляции.

Будут заданы параметры стимула?

Амплитуда первого импульса: 5

Начало первого импульса: 0

Длительность первого импульса: 5

Амплитуда второго импульса: 0

Время между первым и вторым импульсами: 0

Длительность второго импульса: 0

При отрицательном ответе на запрос все значения по умолчанию будут установлены равными нулю и стимуляция производиться не будет. Приведенные значения параметров оптимальны для демонстрации работы программы. Указав последнее значение и нажав клавишу ENTER (ее нажимают после ввода каждого значения), Вы запускаете программу. На экран выводятся координатные оси и динамика величины мембранного потенциала во времени. Можно зафиксировать латентный период, амплитуду и длительность спайка, его фазы.

Закончив регистрацию, нажмите любую буквенную клавишу или пробел. Следующий эксперимент начните с выполнения пункта 2.

С помощью компьютерной программы выполните следующие задачи.

Задача 1. Изучение пороговых характеристик мембраны нервного волокна.

1. Все значения установите, как предложено в п. п. 2-6, варьируйте только значение амплитуды первого стимула. Увеличивая амплитуду стимула от 0,1 мВ с интервалами в 0,1 мВ, проследите развитие электротонического потенциала, локального ответа и потенциала действия.

2. Постройте график зависимости амплитуды ответа от величины стимула. Отметьте зону действия правила «все или ничего».

3. Определите порог возникновения потенциала действия (ПД).

Задача 2. Изучение зависимости «сила–длительность».

1. Все значения установите, как предложено в п. п. 2-6, варьируйте только значения амплитуды и длительности первого стимула. Значения длительности поочередно устанавливайте равными 0,05; 0,1; 0,2; 0,5; 1,0; 2,0; 5,0; 10,0 мсек.

Для каждого значения определите порог возникновения ПД.

2. Постройте график зависимости «сила–длительность».

3. Определите значения реобазы и хронаксии.

Задача 3. Исследование абсолютной и относительной рефрактерности.

Нанося последовательно два импульса (амплитудой 50 мВ) через различные интервалы времени (от 1 до 20 мс с интервалом 1 мс), определите длительность периодов абсолютной и относительной рефрактерности.

Варьируя амплитуду второго импульса от 5 до 50 мВ, уточните границы относительной рефрактерности.

Задача 4. Исследование суммации раздражений.

Установите подпороговое значение импульса (на 0,05 мВ меньше порога) и зафиксируйте локальный ответ. Нанося второй импульс той же амплитуды через различные промежутки времени, определите закономерности, по которым происходит суммация возбуждения.

Задача 5. Исследование кинетики ионного тока.

1. Температуру раствора установите 37 градусов.

2. Значение внутри- и внеклеточных концентраций ионов установите, как указано в пункте 4 «Порядка работы с программой».

3. Значение потенциала фиксации установите на уровне +10 мВ.

4. Зарегистрируйте динамику ионного тока. Зарисуйте его форму.

Оцените амплитуду и длительность фаз, скорость активации и инактивации, вклад инактивирующейся и неинактивирующейся компонент.

Задача 6. Снятие вольт-амперной характеристики мембраны.

1. Выполните пункты 3-6 «Порядка работы с программой».

2. Увеличивая амплитуду фиксации от значения потенциала покоя, измерьте максимальные значения ионного тока. Рекомендуемая градация значений потенциала:

до 1 мВ – через 0,2 мВ;

до 10 мВ – через 1 мВ;

до значения насыщения – через 10 мВ.

3. Постройте вольт-амперную характеристику. Исследуйте выпрямляющие свойства мембраны. Зарегистрируйте инверсию входящего тока при значительной деполяризации мембраны.

Задача 7. Изучение калиевой и натриевой проводимости мембраны.

1. Температуру раствора установите 37 градусов.

2. Значение внутри- и внеклеточной концентраций ионов калия установите, как указано в пункте 4 «Порядка работы с программой»; концентрацию ионов натрия во внешнем растворе уравнивайте с внутриклеточной концентрацией ионов натрия (в этих условиях Вы регистрируете только калиевый ток).

3. Увеличивая амплитуду фиксации от значения потенциала покоя, измерьте максимальные значения ионного тока. Рекомендуемая градация значений потенциала:

до 1 мВ – через 0,2 мВ;

до 10 мВ – через 1 мВ;

до значения насыщения – через 10 мВ.

4. Постройте вольт-амперную характеристику. Исследуйте выпрямляющие свойства мембраны. Зарегистрируйте инверсию входящего тока при значительной деполяризации мембраны.

5. Значение внутри- и внеклеточной концентраций ионов натрия установить, как указано в пункте 4 «Порядка работы с программой». Концентрацию ионов калия внутри клетки уравнивать с внеклеточной концентрацией ионов калия (в этих условиях Вы регистрируете только натриевый ток).

6. Выполните пункты 3 и 4 настоящей задачи.

Задача 8. Исследование влияния температуры на ионный ток.

1. Значение температуры варьируйте от 32 до 42° С.

2. Значение внутри- и внеклеточных концентраций ионов установите, как указано в пункте 4 «Порядка работы с программой».

3. Оцените зависимость потенциала покоя от температуры.

4. Значение фиксации потенциала установите на уровне +10 мВ.

5. Зарегистрируйте динамику ионного тока при различной температуре. Оцените выявленные изменения.

Для всех задач. Для окончания работы с программой нажмите одновременно клавиши CTRL C или CTRL BREAK. После этого в пункте меню (верхняя строка экрана) отметьте опцию «File», а в ней – команду «Quit» (в некоторых версиях – «EXIT») и нажмите клавишу ENTER.

ТЕМА 7

БИОФИЗИКА МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

Цель: исследовать электрические и сократительные свойства поперечно-полосатой, сердечной и гладкой мышечной ткани.

Материалы и оборудование: физиологический раствор, этиловый спирт (96 %), электроды, соединительные провода, резиновые бинты для крепления электродов, вата, марля, генератор электрических импульсов, осциллограф, компьютер. ванночка с подвижными регистрирующими электродами, соединительные провода, лягушка, чашка Петри, препаровальные инструменты, раствор Рингера для холоднокровных физиологический раствор, замороженный физиологический раствор; раствор норадреналина 2 %.

Вопросы для самоподготовки:

1. Структурные отличия мышечных волокон разного типа.
2. Понятие электромеханического сопряжения в мышцах.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В **поперечно-полосатых волокнах скелетных мышц**, как и в нервных волокнах, мембранный потенциал покоя (МПП) определяется электрохимическим градиентом ионов K^+ . Именно последний является причиной пассивного перемещения ионов K^+ через мембрану.

Ионный механизм ПД в фазных мышечных волокнах аналогичен тому, который описан для нервного волокна. Развитие ПД связано с входящим натриевым током, реполяризация – с выходящим калиевым током.

Сократительный аппарат поперечнополосатого скелетного мышечного волокна приводится в активное состояние ионами Ca^{2+} .

В покое концентрация ионов Ca^{2+} в миоплазме весьма низка (10^{-8} моль/л), она значительно ниже порога для запуска сокращения (10^{-6} моль/л). В неповрежденное мышечное волокно этого типа даже при возбуждении внешний Ca^{2+} входит в очень небольших количествах. Поэтому запуск сокращения здесь осуществляется за счет выброса Ca^{2+} из его внутриклеточного депо – саркоплазматического ретикулула. Концентрация Ca^{2+} в нем достигает 10^{-4} моль/л.

Проницаемость мембраны саркоплазматического ретикулула для Ca^{2+} в покое мала, а утечка Ca^{2+} компенсируется постоянной работой кальциевого насоса саркоплазматического ретикулула и, по-видимому, задерживается электрической поляризацией его мембраны. Выход Ca^{2+} по концентрационному градиенту осуществляется при активации мембраны ретикулула, открытии в ней Ca^{2+} -каналов. Активация мембраны ретикулула происходит при распространении ПД внешней мышечной мембраны на поперечные трубочки.

Таким образом, запуск сократительного акта производится следующей цепочкой процессов: $ПД_m \rightarrow ПД_{т-системы} \rightarrow$ активация мембраны саркоплазматического ретикулула \rightarrow выход Ca^{2+} в миоплазму \rightarrow сокращение.

Механизм сокращения состоит в перемещении (протягивании) тонких нитей вдоль толстых к центру саркомера за счет «гребных» движений головок миозина, периодически прикрепляющихся к тонким нитям, т. е. за счет поперечных актомиозиновых мостиков.

Для исследования возбудимости тканей удобно использовать импульсный ток. Мера возбудимости определяется по двум показателям: 1) наименьшая пороговая сила раздражающего сигнала; 2) наименьшее время действия раздражителя определенной силы.

Для любой возбудимой ткани, в том числе и мышечной, можно построить так называемую кривую «сила – длительность», где по оси абсцисс откладывается время действия импульса, по оси ординат – его амплитуда. На основании этой кривой определяются показатели, которые характеризуют возбудимость ткани: реобаза, хронаксия, полезное время. Возбудимость ткани меняется в зависимости от ее функционального состояния.

Метод хронаксиметрии относительно безвреден для исследуемого, не требует сложной аппаратуры и поэтому может применяться для исследования функционального состояния тканей организма.

Сердце у позвоночных построено из вытянутых одноядерных мышечных клеток – кардиомиоцитов, обладающих поперечной исчерченностью. Таким образом, мышца сердца является поперечно-полосатой.

Важная особенность строения мышцы сердца заключается в том, что кардиомиоциты связаны между собой низкоомными электрическими контактами – *нексусами*. Таким образом, масса кардиомиоцитов в конечном счете образует функциональную единицу, что важно для выполнения сердцем функции насоса.

Сердечная мышца также относится к электровозбудимым тканям. Миокардиоциты, как и нервные клетки, обладают потенциалом покоя и могут генерировать потенциал действия (ПД). Однако последний процесс имеет ряд особенностей. ПД миокардиоцитов обеспечивается ионами K^+ , Na^+ , Cl^- , Ca^{2+} .

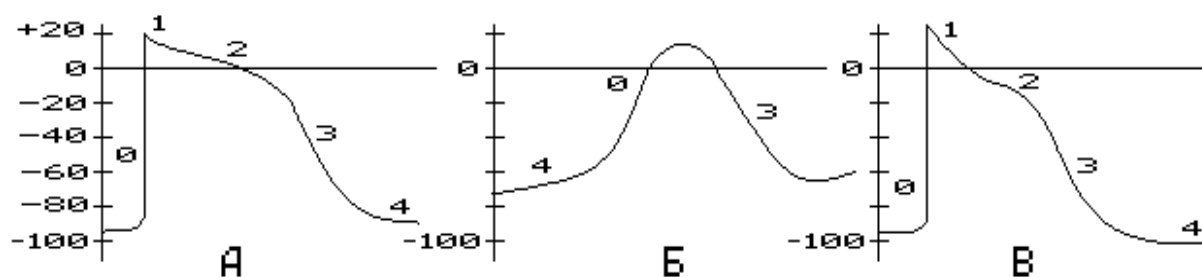


Рис. 10. Схематическое изображение мембранных потенциалов, зарегистрированных от желудочков (а), синоатриального узла (б), предсердия (в). Объяснения в тексте.

ПД имеет резко затянутую фазу реполяризации с более или менее выраженным плато. Различают 5 фаз ПД. Это фаза быстрой деполяризации ПД (0); начальная быстрой реполяризации (1); фаза плато (2); задержанной реполяризации (3) и межимпульсный интервал (4).

Как известно, сердце обладает автоматией, т. е. способностью к самопроизвольной (пейсмекерной) электрической и сократительной активности. Показано, что клетки проводящей ткани сердца не имеют стабильного потенциала покоя (ПП), а ПД характеризуется медленной диастолической деполяризацией.

Потенциалы сердца можно регистрировать и с помощью внеклеточных электродов. Так, в клинике для диагностических целей используют метод отведения потенциалов от различных участков сердца при помощи катетеризации подключичной вены.

Гладкие мышцы позвоночных, формирующие мышечные слои стенок желудка, кишки, мочеточников, бронхов, кровеносных сосудов и других внутренних органов, построены из веретенообразных одноядерных мышечных клеток. Отдельные клетки в гладких мышцах связаны между собой низкоомными электрическими контактами – нексусами. В гладкомышечных клетках имеются такие же миофибриллы, как и в поперечно-полосатых. Однако эти структуры расположены в гладкомышечной клетке нерегулярно, поэтому сама эта клетка (волокно) и не имеет поперечной исчерченности. Изменения мембранного потенциала ГМК происходят при передаче возбуждения от клетки к клетке через щелевые контакты, а также при взаимодействии агонистов (нейромедиаторы, гормоны) с их рецепторами.

Потенциал покоя (ПП) различных ГМК находится в пределах от -50 до -60 мВ. В его образовании участвуют, главным образом, ионы K^+ , Na^+ и Cl^- . Особенностью ионного состава ГМК является большая внутриклеточная концентрация ионов хлора и натрия.

Потенциал действия (ПД) гладких мышц позволяет разделить их по способности его генерировать в ответ на пороговую и сверхпороговую стимуляцию.

1. *Фазные* – быстро сокращающиеся мышцы, способны генерировать ПД, имеют относительно высокую скорость укорочения и часто обладают спонтанной электрической и сократительной активностью. Их ответ на деполяризацию мембраны является относительно быстрым, но носит транзиторный характер. Примером является: ГМК пищеварительного тракта, матки, мочевыводящих путей, воротной вены.

2. *Тонические* гладкие мышцы, как правило, отвечают на стимуляцию агонистом градуальной деполяризацией, не генерируют ПД и спонтанную сократительную активность, имеют низкую скорость укорочения, но могут эффективно поддерживать сокращенное (тоническое) состояние в течение продолжительного времени.

ПД различных ГМК имеют форму от простых спайковых потенциалов длительностью 20–50 мс (миометрий, воротная вена, кишка), до сложных – с плато и осцилляциями на них, длительностью до 1 сек и больше (мочеточник, антральная часть желудка).

Особенностью электрогенеза ГМК является то, что главную роль в генерации ПД играют ионы Ca^{2+} . Эти ионы ответственны за генерацию деполяризующего входящего тока, что приводит к увеличению в цитоплазме ГМК концентрации Ca^{2+} .

Одним из методов, позволяющих изучать сократительные реакции мышечной ткани (в том числе препаратов гладких мышц (ГМ)) *in vitro*, является механография. Объект исследования при проведении эксперимента помещается в условия, близкие к физиологическим.

При этом, во-первых, появляется возможность локализованного воздействия на препарат мышцы каким-либо физиологически активным веществом; во-вторых, поскольку препарат изолирован от других тканей организма, можно с большей уверенностью утверждать, что наблюдаемая реакция связана с воздействием именно на объект исследования; в-третьих, исследователь может варьировать условия эксперимента в гораздо большем диапазоне, чем при соответствующем исследовании *in vivo*, и наконец, сравнительно простая техническая реализация метода позволяет быстрее добиться воспроизводимых результатов.

Благодаря механографии возможно изучение особенностей регуляции сократительной активности таких гладкомышечных объектов, как фрагменты магистральных сосудов, *taenia coli* кишечника морской свинки, сегменты трахеи и бронхов и т. д.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗБУДИМОСТИ СКЕЛЕТНОЙ МУСКУЛАТУРЫ ЧЕЛОВЕКА

1. Подготовить генератор электрических импульсов к работе, подключить заземление. К выходу генератора подсоединить соединительные провода и электроды.

2. Поверхность кожи в местах наложения электродов протереть спиртом. Под электроды подложить марлевые тампоны, смоченные 10 % раствором хлорида натрия. С помощью резинового бинта укрепить их на плече правой руки так, чтобы расстояние между электродами составляло 6-8 см.

3. Установить на шкалах генератора минимальное напряжение, длительность импульса 1 мс, частоту следования импульсов 0,2 Гц (1 импульс через 5 с), после чего включить генератор.

4. Контролируя генерацию импульсов по щелчкам импульсатора, в период паузы между импульсами увеличить напряжение импульса от 0 до величины, при которой произойдет сокращение мышц плеча. Сразу после сокращения мышц плеча генератор импульсов отключить. Если сокращение мышц не произошло, установить длительность импульса 10 мс и повторить увеличение напряжения от 0 до 50 В.

5. Провести такие же измерения при длительности импульсов напряжения 1; 10; 50; 100; 500; 1000 мс. В случае необходимости применять другую градацию длительности импульсов.

6. Построить кривую «сила–длительность», откладывая по оси ординат амплитуды импульсов (В), при которых происходили сокращения мышц, по оси абсцисс – длительность импульсов (мс). Определить по этой кривой реобазу, хронаксию, полезное время.

7. Для сравнения полученных результатов провести аналогичные изменения для мышц ноги. Провести исследования на 5-6 пациентах. Провести сравнительную оценку параметров возбудимости мышц руки и ноги.

Задание 2. ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТЕНЦИАЛОВ ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА ЛЯГУШКИ

1. Собрать электрическую схему для исследования потенциалов изолированного сердца (рис. 11).

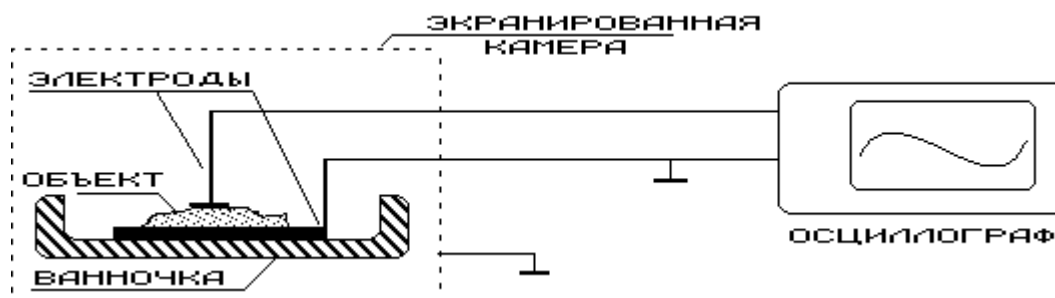


Рис. 11. Блок-схема экспериментальной установки для исследования потенциалов изолированного сердца

2. Обездвижить лягушку, выделить сердце, поместить его в ванночку с индифферентным электродом и смочить физиологическим раствором.

3. Включить осциллограф и установить на максимальную чувствительность и минимальную скорость развертки луча в непрерывном режиме.

4. Включив датчик времени, провести калибровку длительности сигналов.

5. Подвести и обеспечить постоянный контакт подвижного электрода с областью венозного синуса. Зарисовать электрокардиограмму, определить амплитуду и продолжительность зубцов ЭКГ.

6. Провести аналогичные измерения при подведении электрода к верхушке сердца и к области атриовентрикулярного узла. Зарисовать электрокардиограммы в этих отведениях. Определить амплитуду и продолжительность зубцов ЭКГ.

7. Повторить измерения в присутствии норадреналина. Зарисовать электрокардиограммы в 3 отведениях. Определить амплитуду и продолжительность зубцов ЭКГ.

8. Подвести электрод к центру желудочка сердца так, чтобы зазор между электродом и поверхностью сердца был минимален.

9. Измерить амплитуду и длительность альтерационного потенциала.

Задание 3. МЕХАНОГРАФИЯ СОСУДИСТЫХ ГЛАДКИХ МЫШЦ

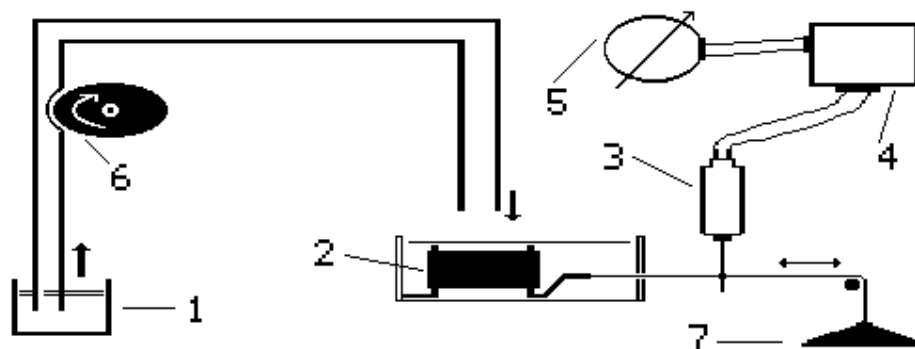


Рис. 12. Схема установки для перфузии гладкомышечных препаратов
1 – Физиологический раствор, 2 – препарат ГМ, 3 – механотрон, 4 – усилитель,
5 – регистратор, 6 – перистальтический насос, 7 – предзагрузка

1. Приготовить физиологический раствор Кребса следующего состава: (мМ): NaCl – 120,4, KCl – 5,9, CaCl₂ – 2,8, NaHCO₃ – 15,5, NaH₂PO₄ – 1,2, MgCl₂ – 1,2, глюкоза – 11,5.

2. Довести pH раствора до 7,3-7,4, добавляя 0,1 н HCl.

3. Приготовить гиперкалиевые растворы Кребса (с добавлением 10, 20, 40, 60, 80 мМ KCl). Собрать экспериментальную установку (рис. 12).

4. Включить термостат, перистальтический насос, обеспечить перфузию со скоростью 3 мл/мин при температуре 36–37⁰С. Приготовить из грудного отдела аорты крысы кольцевые сегменты шириной 3–3,5 мм.

5. Проверить чувствительность (калибровка) экспериментальной установки после ее подготовки к работе согласно рис. 3. Для этого к выходу усилителя подключить компьютер и запустить программу, провести выбор усиления, поместить калибровочный груз с регистрацией выходного сигнала (мг/см).

6. Под эфирным наркозом декапитировать крысу, вскрыть грудную клетку, убрать органы грудной полости, вырезать аорту (находится у задней стенки грудной клетки). Очистить от постороннего материала. Из грудного отдела нарезать кольцевые сегменты шириной 3–3,5 мм.

7. Установить сегмент в перфузионную камеру и соединить его с механотроном и грузом (200 мг). При установке сегмента аорты в перфузионную камеру соблюдать осторожность в работе с механообразователем. Контролировать жесткость фиксации сегмента с камерой и механотроном.

8. Перфузировать препарат нормальным раствором Кребса в течение 40 минут.

9. Заменить нормальный раствор Кребса на гиперкалиевый (10 мМ). Зарегистрировать ответное изменение тонуса препарата. Зафиксировать динамику, максимальное значение в мг.

10. Отмыть препарат в нормальном растворе Кребса в течение 15 минут.

11. Повторить действия п. 9. Сравнить полученное значение мышечного тонуса с полученным ранее. После стабилизации механического напряжения препарата заменить перфузирующий раствор на раствор, содержащий 20 мМ KCl.

12. Воздействовать на препарат последовательно подготовленными гиперкалиевыми растворами (40, 60 и 80 мМ КСl).

13. На основе полученных данных оценить зависимость тонуса препарата от концентрации КСl в физиологическом растворе.

Задание 4. ЗНАКОМСТВО С ПРИНЦИПАМИ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ И СОКРАТИТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ГЛАДКОМЫШЕЧНЫХ КЛЕТОК

Сущность метода состоит в том, что на определенном участке полоски ГМК путем длительного выдерживания в изотоническом растворе сахарозы создается высокое сопротивление межклеточного пространства. Эквивалентная электрическая схема волокна, помещенного в раствор сахарозы, представлена на рисунке 13.

Для расчетов используется уравнение Кирхгоффа:

$$E_x = \frac{(E_{m_1} - E_{m_2}) \cdot R_c}{R_c + R_i + R_{m_1} + R_{m_2}} \quad (1)$$

Исходя из уравнения Кирхгоффа (1), если слева от сахарозного участка препарат погружен в изотонический раствор КСl, то E_m стремится к нулю:

$$E_{m_1} \rightarrow E_k = \frac{RT}{F} \ln \frac{K_i}{K_e}$$

Следовательно, формула (1) примет вид:

$$E_x = E_{m_2} \frac{R_c}{R_c + R_i + R_{m_1} + R_{m_2}} \quad (2)$$

Если R_c достаточно велико, то E_x будет стремиться к E_m . Для выполнения этого условия удельное сопротивление сахарозы должно быть не менее $0,5 \cdot 10^6$ Ом-см.

В настоящей работе используются две сахарозные секции толщиной 2,5 мм из органического стекла и камера Кребса толщиной 0,8 мм, в которую помещается исследуемый участок полоски ГМК.

Для предотвращения смешивания растворов сахарозные секции отделяются от камеры Кребса резиновыми перегородками, диаметр отверстий в которых прожигается несколько меньше толщины исследуемого препарата. В представленной установке применяются сахарозные секции в виде пузырьковых камер. Они представляют собой полусферы, вырезанные в сахарозной секции, которые при помощи воздухопроводов соединяются с поршнями и участвуют в регуляции натяжения резиновых прокладок, что позволяет изменять диаметр отверстий и лучшему разграничению перфузионных жидкостей.

Сахарозные секции и камера Кребса делят препарат на 4 участка. Первый участок находится в изотоническом растворе КСl, второй и четвертый участки

– в растворе сахарозы, третий участок – в растворе Кребса. В третий и четвертый участки помещаются раздражающие электроды, соединенные со стимулятором С-1-50. В первый и третий участки помещаются неполяризуемые электроды с агар-агаровым мостиком. Через сахарозные секции перфузируется изотонический раствор сахарозы, через камеру Кребса – физиологический раствор Кребса и тестирующие растворы, приготовленные на его основе.

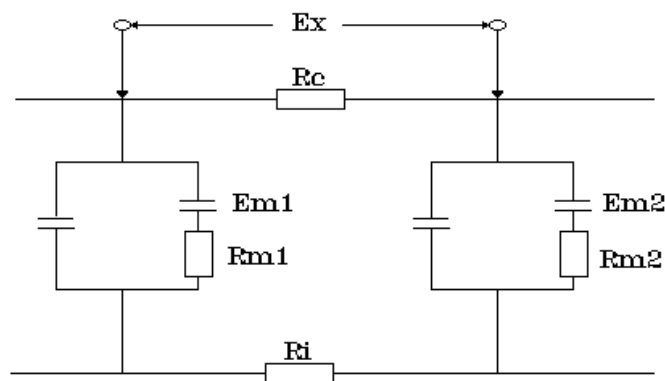


Рис. 13. Электрическая схема волокна, помещенного в раствор сахарозы
 R_c – сопротивление сахарозы, R_i – сопротивление цитоплазмы, C_{m1} и C_{m2} – емкости, R_{m1} и R_{m2} – сопротивления мембранных элементов слева и справа соответственно, E_x – электродная разность потенциалов между левой и правой сторонами волокна от сахарозного участка, E_{m1} и E_{m2} – мембранный потенциал всех мембранных элементов слева и справа от сахарозного участка соответственно

Сборка установки (рис. 14) должна осуществляться под руководством преподавателя или лаборанта-исследователя.

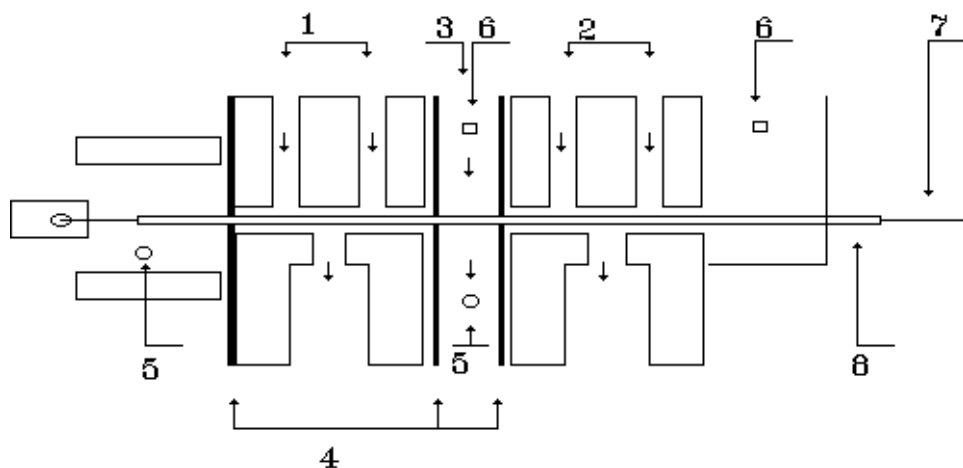


Рис. 14. Схема установки двойного сахарозного мостика
 1 – Первая сахарозная секция; 2 – вторая сахарозная секция; 3 – камера Кребса;
 4 – резиновые перегородки; 5 – отводящие электроды, 6 – раздражающие электроды,
 7 – шелковая нить; 8 – полоска гладкомышечной ткани; 9 – камера с изотоническим KCl

Последовательность действий при выполнении работы.

1. Собрать установку.

2. Приготовить раствор Кребса следующего состава (мМ): NaCl – 20,4, KCl – 5,9, CaCl₂ – 2,8, NaHCO₃ – 15,5, NaH₂PO₄ – 1,2, MgCl₂ – 1,2, глюкоза – 11,5.

3. Довести pH раствора до 7,3—7,4.

4. Приготовить раствор сахарозы (332,7 мМ).

5. Приготовить изолированные полоски гладкомышечной ткани диаметром 0,2 мм, длиной 10–12 мм. На концах завязываются тонкие шелковые нити для крепления препарата в установке.

6. Установить препарат в установку и перфузировать сахарозой и соответствующими растворами в течение 45 минут. Раствор Кребса подогревается до температуры 37⁰С, скорость перфузии 1 мл/мин.

Задача 1

1. Попеременно включая тумблер радиочастотного выхода электростимулятора в положение «+» и «-», провести раздражение препарата прямоугольными импульсами, начиная с амплитуды 10 мкА, длительностью 3–5 с.

2. Зарегистрировать изменение мембранного потенциала в мВ на регистраторе. Зная сопротивление в цепи стимулятора (1 МОм), рассчитать силу тока по закону Ома.

3. Построить вольт-амперную характеристику гладкомышечной полоски.

Задача 2.

1. Получить предсокращение гладкомышечной полоски при действии деполяризующих (гиперкалиевый раствор) или контрактильных агентов.

2. Приняв исходные величины деполяризации и сокращения за 100 %, оценить влияние биологически активных веществ на уровень мембранного потенциала и мышечный тонус.

3. Рассчитать эффект БАВ в % от действия исходного фактора.

Задание 5. ИЗУЧЕНИЕ СОКРАЩЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО ПРЕПАРАТА НА КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ, РЕАЛИЗОВАННОЙ В ПРОГРАММЕ «МИОКАРД»

Данная программа позволяет изучить влияние различных факторов (БАВ, температура) на сократительную активность препарата миокарда.

Нажать на кнопку Start. На экране слева появятся 3 окна с изображенными на них графиками функций: силы сокращения мышечного препарата (F), времени сокращения (T), а также первой и второй производных от этих величин.

Протестируйте влияние некоторых агентов (ВауК, адреналин, нифидепин, хлорид кальция, температура).

Для начала работы переместить выделение, например, на ВауК, нажав на кружочек перед надписью «ВауК» в нижней части экрана. Убедитесь, что в нем появилась черная точка.

Нажатие опции Start приведет к появлению в окнах графиков функций с заданными параметрами количества хлорида кальция, БАВ и температуры.

Измерить величины F, T и их производные. Для этого курсор навести на интересующую точку графика (максимум, как правило) и нажать левую кнопку мыши, внизу экрана появятся значения соответствующей функции.

Чтобы увидеть точное расположение максимумов и минимумов, следует включить режим «Показа экстремумов», и модель выделит их вертикальными линиями. При некоторых изменениях графики функций могут уйти за пределы экрана или наоборот слиться с осью координат, в этом случае необходимо изменить масштаб, увеличивая или уменьшая значения коэффициентов растяжки F и T.

Для облегчения работы можно также включить режим «семейства кривых», в этом случае предыдущие кривые не будут удаляться с экрана, что позволит провести сравнительный анализ данных

Нажатие клавиши Clear очистит экран.

Исследовать влияние концентрации ионов кальция, адреналина, нифедипина и температуры на параметры сокращения препарата миокарда. Выбор агента осуществляется перемещением выделения на необходимый агент.

Зарисовать формы кривых при действии различных агентов. Построить графики зависимостей исследуемых параметров от концентрации использованных веществ и температуры.

Вопросы для самоконтроля

1. Механизм генерации зубцов электрокардиограммы.
2. Потенциал покоя и потенциал действия кардиомиоцита.
3. Свойства ионных каналов мембраны кардиомиоцита.
4. Механизм изменения тонуса гладкомышечного препарата при увеличении концентрации хлорида калия в растворе.

ТЕМА 8

ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ СЕРДЦА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Цель: Освоить метод электрокардиографии. Провести анализ деятельности сердца по данным ЭКГ в покое и после физической нагрузки.

Материалы и оборудование: электрокардиограф, электроды, гель для ЭКГ.

Вопросы для самоподготовки:

1. Методы регистрации поверхностных биопотенциалов.
2. Правила и места наложения электродов.
3. Условия регистрации ЭКГ.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ЭКГ представляет собой проекцию динамики распространения вектора возбуждения сердца на линию – ось отведения. В каждой точке пространства вокруг заряда можно рассчитать потенциал по формуле:

$$\psi = q / r, \text{ где}$$

r – расстояние от точки до заряда; q – заряд; ψ – потенциал.

Так как электрическое поле в сердце образуется многими зарядами, то потенциал данной точки на каждой поверхности равен сумме всех зарядов.

Величина потенциала зависит от расстояния, поэтому минимальный потенциал будет в точке максимально удаленной от сердца. Потенциал электрода, приложенного к этой точке, можно считать нулевым. Тогда активным будет электрод, приложенный к точке вблизи сердца. В этом случае отведение потенциалов будет монополярным.

Если же электроды находятся на примерно одинаковом расстоянии от сердца, то прибор отмечает разность между ними (биполярное отведение).

В различные моменты сердечного цикла расположение электрических зарядов неодинаково и, как следствие, меняется распределение потенциалов вокруг сердца. Результирующая ЭДС сердца изображается графически в виде вектора, имеющего определенное направление в пространстве относительно электрического центра сердца. Потенциал в области самого сердца равен 0 (взаимокompенсация зарядов). Потенциал в любой точке определяется по формуле:

$$\psi = E \cos \alpha / r^2, \text{ где}$$

E – напряженность электрического поля; α – угол наклона; r – расстояние от точки до заряда.

В практическую электрокардиографию первыми вошли так называемые стандартные отведения, при которых электроды располагаются в вершинах равностороннего треугольника, образованного конечностями пациента. Это так называемый треугольник Эйнтховена.

Величина, форма, направление зубцов ЭКГ – всё это зависит от многих факторов, в том числе от места наложения электродов на тело. В практической

работе в большинстве случаев ограничиваются 12 отведениями: 3 стандартных, 3 усиленных от конечностей, 6 грудных (рис. 15).

В усиленных отведениях один электрод накладывается на точки: L, R, F- активный электрод, а второй электрод через сопротивление (5 кОм) соединяется с остальными двумя. Такая регистрация позволяет получить величины потенциала, в 1,5 раза превышающие величины потенциала в стандартных отведениях. Они обозначаются соответственно: aVL, aVF, aVR.

При регистрации грудных отведений активный электрод помещают попеременно на одну из точек поверхности грудной клетки. Второй электрод через сопротивление соединяется с точками L, R и F (рис. 15).

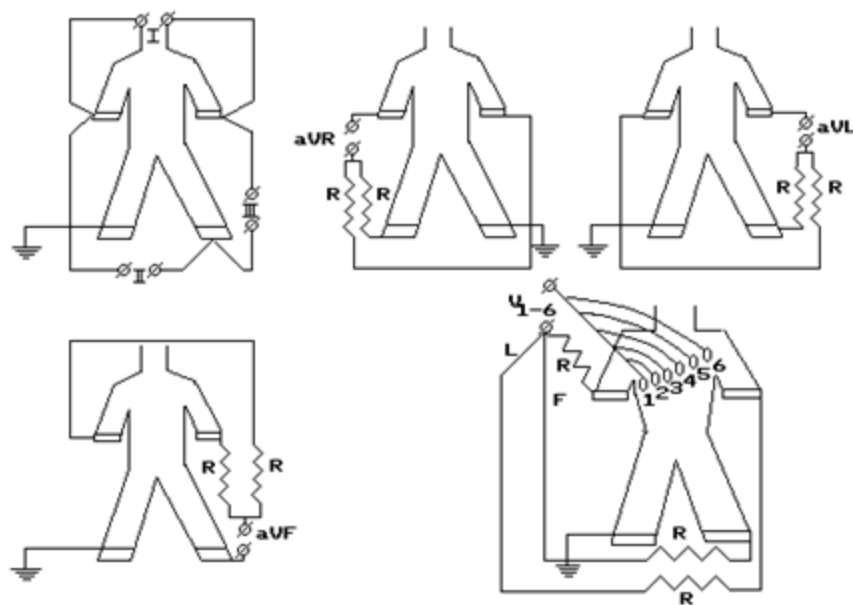


Рис. 15. Схема отведений, применяемых для регистрации ЭКГ

Биопотенциалы сердца представляют собой периодические колебания переменного знака, сложной, несимметричной формы. Периодичность повторения колебаний соответствует частоте пульса, амплитуда составляет несколько милливольт.

Процесс распространения возбуждения по сердцу и генез зубцов ЭКГ соотносятся следующим образом:

1. В норме возбуждение возникает в синоатриальном узле и распространяется на правое предсердие. Продолжительность охвата возбуждением предсердий у взрослых людей в норме составляет 0,06-0,11 сек. Из них в течение 0,02-0,03 сек. возбуждается правое предсердие, в следующие 0,03-0,06 сек. – оба предсердия, в последние 0,02-0,03 сек. – левое предсердие.

Эти процессы выявляются на ЭКГ как зубец P (длительностью 0,06-0,11 сек. и амплитудой 0,05-0,25 мВ) (рис. 16).

2. Период распространения по атриовентрикулярному узлу и пучку Гисса следует с незначительной величиной собственного потенциала и соответствует интервалу PQ (длительностью 0,12-0,2 сек.).

3. Возбуждение желудочков начинается в средней трети межжелудочковой перегородки одновременно с правой и левой сторон и распространяется в течение 0,02-0,03 сек. на всю перегородку. Через 0,002-0,01 сек. после начала возбуждения перегородки оно достигает эндокардиального слоя миокарда верхушки, передней и боковой стенок правого желудочка. Через 0,005-0,01 сек. начинается возбуждение верхушки, передней и боковой стенок левого желудочка. Возбуждение в желудочках следует по направлению от эндокарда к эпикарду; на ЭКГ возбуждение правого желудочка и перегородки отражает зубец Q в стандартных и грудных (V5-6) отведениях. Его амплитуда 0-0,2 мВ, длительность 0,03 сек. Возбуждение левого желудочка отражает зубец R в тех же отведениях. Его длительность 0,02-0,03 сек., амплитуда 0,3-1,6 мВ (рис. 16). Последним возбуждается основание правого и левого желудочков, что на ЭКГ отражается в виде зубца S. Его длительность 0,03-0,06 сек., амплитуда 0,3 мВ. Общая длительность QRS-комплекса 0,06-0,10 сек.

4. Зубец T, как предполагают, характеризует процессы, связанные с угасанием возбуждения в желудочках. Его длительность 0,16-0,25 сек., амплитуда 0,25-0,6 мВ.

5. Важное диагностическое значение имеет интервал ST, длительность которого в норме 0,2-0,4 сек., а расположение в норме – изоэлектрическая линия ЭКГ.

Изменение ЭКГ под влиянием функциональных нагрузок

При действии функциональных нагрузок можно обнаружить изменения сердечной деятельности, которые являются скомпенсированными (скрытыми) и не выявляются в условиях эмоционального и двигательного покоя. При наличии подобных нарушений после нагрузочных проб (велозергометрия, дозированная ходьба по ступенькам, приседания) могут отмечаться увеличение или уменьшение зубцов ЭКГ, их инверсия, расщепление комплекса QRS, удлинение интервала PQ, смещение интервала ST, а также различные нарушения проводимости и возбудимости сердца (экстрасистолия, блокада и т. д.).

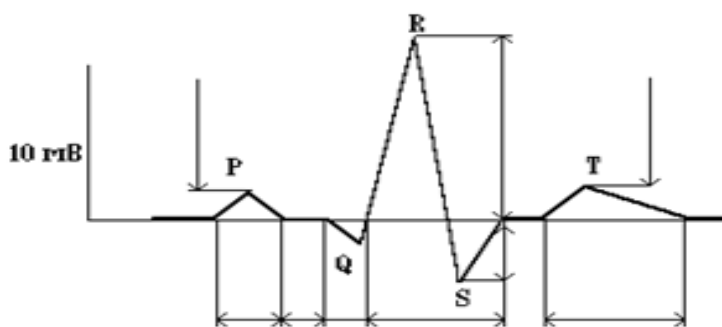


Рис. 16. Зубцы и интервалы ЭКГ в норме (2-е стандартное отведение)

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Внимательно ознакомиться с инструкцией к прибору. Тщательно проверить заземление прибора.

Расположить пациента в свободной позе (сидя или лежа) и в присутствии преподавателя наложить электроды по схеме (рис. 15). Электроды перед наложением смазать электродным гелем или использовать прокладки, смоченные

10 % раствором хлорида натрия, а поверхность кожи обезжирить спиртом или эфиром.

1. Зарегистрировать ЭКГ во всех отведениях (записать 3–4 цикла).

2. Провести функциональные пробы с одновременной регистрацией ЭКГ в стандартных отведениях:

а) физическая нагрузка (1-я ступень – 20 приседаний; 2-я ступень – 40; 3-я ступень – 60 приседаний в минуту). Каждую нагрузку чередовать с отдыхом до полного восстановления частоты пульса;

б) ортостатическая проба – резкая смена положения тела (пациент лежит на спине 10 минут а затем быстро встает);

3. Провести анализ ЭКГ.

При временном анализе измеряется продолжительность зубцов и интервалов; определяется частота пульса; оценивается регулярность ритма. При нерегулярном ритме (интервалы RR разнятся более чем на 10 %) указывают минимальную и максимальную частоты. Продолжительность интервалов и зубцов определяется в тех отведениях, где четко выражены точки, являющиеся их границами. Наряду с анализом комплекса QRST можно определить ряд интегральных показателей:

Систолический показатель $СП = (QT/RR) \cdot 100 \%$.

Время внутреннего отклонения (время активации, ВВО). Это время от начала возбуждения отдела сердца до охвата возбуждением максимального количества мышечных волокон. ВВО правого предсердия: от начала P до его первой вершины, в норме $\leq 0,03$ секунды; ВВО левого предсердия: от начала зубца P до его наиболее высокой точки (V5, V6), в норме $\leq 0,05$ секунд. ВВО желудочков определяется по изолинии от начала QRS до вершины зубца R. Правый желудочек (V1) $\leq 0,03$ секунды. Левый желудочек (V5, V6) $\leq 0,05$ секунды.

4. Полученные параметры в покое и после функциональных проб представить в виде рабочего протокола (таблицы) и в виде результатов статистической обработки данных. Провести корреляционный анализ.

Вопросы для самоконтроля

1. Морфофункциональные особенности сердечной ткани. Особенности электрогенеза кардиомиоцитов.
2. Механизмы авторитмической активности.
3. Распространение возбуждения по миокарду.
4. Нейрогуморальная регуляция сердца.
5. Принципы регистрации ЭКГ.
6. Принципы анализа ЭКГ, генез зубцов ЭКГ.
7. Диагностическая ценность ЭКГ.
8. Методы статистической обработки ЭКГ.

ТЕМА 9

ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ И МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ

Цель: освоить методику реографии, оценить параметры периферической гемодинамики у исследуемых. Зарегистрировать и оценить гемодинамику мозгового кровообращения.

Материалы и оборудование: реограф полианализатор Анкар-131 с ПО «Нейрософт», электроды, гель для ЭКГ, 10 % раствор хлорида натрия, спирт 70%, вата, марля.

Вопросы для самоподготовки:

1. Методы регистрации импеданса живых объектов.
2. Правила и места наложения реографических электродов.
3. Условия регистрации РВГ и РЭГ.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Часть 1. Исследование регионального кровообращения

Реография – электрометрический метод регистрации объемного пульса. Он служит для изучения региональной гемодинамики и сократительной способности миокарда. Реография позволяет получить информацию о величине кровотока, тоне сосудистой стенки, о нарушениях кровотока в артериальном и венозном отделах сосудистого русла. Преимуществом данного метода служит возможность одновременного изучения гемодинамики различных областей: мозга, печени, легких, конечностей и т. д. – труднодоступных для исследования другими методами. Данные, полученные методом реографии, дают возможность сделать вывод о состоянии кровообращения того или иного органа, об имеющихся нарушениях, помогают диагностировать заболевания сосудистой системы, например, тромбоз, флебит, варикозное расширение вен и других.

Реограмма (РГ) любой области, кроме сердца, напоминает обычную сфигмограмму. Она состоит из анакроты (восходящей части), вершины и катакроты (нисходящей части), на которой располагаются 2-3 дополнительные волны. Амплитуда систолической волны отражает пульсовую прирост объема крови, интенсивность артериального кровенаполнения. Вершина соответствует моменту, когда приток крови равен оттоку. Нисходящая часть РГ пологая и характеризует венозный отток крови.

Характеристики РГ обусловлены различным положением органов по отношению к сердцу, поэтому интерпретация РГ должна проводиться дифференцировано, однако при этом сохраняется единый методический подход.

Количественный анализ РГ включает оценку нескольких параметров:

1. Амплитуда (A_2 (Ом)) – от основания систолической волны до максимального подъема. Характеризует величину пульсового кровенаполнения исследуемой области.

2. Амплитудно-частотный показатель (АПЧ) – отношение A_2 к интервалу RR. Характеризует величину объемного кровотока исследуемой области в единицу времени.

3. Амплитуда диастолической волны A_4 и отношение $(A_4 / A_2) \times 100 \%$. Отражают соотношение артериального и венозного кровотока.

4. Уровень инцизуры (A_3 (Ом) и $(A_3 / A_2) \times 100 \%$) характеризуют величину периферического сопротивления.

5. Q-a – время распространения PГ волны на участке «сердце-исследуемый орган» – от зубца Q ЭКГ до начала волны PГ. Характеризует состояние сосудистой стенки, ее эластичность; увеличивается при повышенном тоне сосудов и при атеросклерозе.

6. Характеристики систолического наполнения сосудов:

$(\alpha / RR) \times 100 \%$ – максимальное наполнение;

$(\alpha 1 / RR) \times 100 \%$ – быстрое наполнение;

$(\alpha 2 / RR) \times 100 \%$ – медленное наполнение;

$(\beta / RR) \times 100 \%$ – отток крови.

Все эти параметры характеризуют состояние сосудов и увеличиваются при затруднении наполнения (оттока) крови.

7. Максимальная скорость быстрого кровенаполнения: V_{\max} (Ом/сек) – определяют как $A_1 / \alpha 1$, или по дифференциальной реограмме. Этот показатель позволяет получить информацию о состоянии сосудистого тонуса и о сократимости миокарда. При параллельной регистрации дифференциальной реограммы (ДРГ) определяют амплитуду A_1 на PГ в момент максимума скорости кровенаполнения (пика ДРГ).

Таблица

Характеристики нормальной реограммы конечностей

	A_2 (Ом)	Q-a (сек)	α (сек)	β (сек)
Плечо	0,07-0,10	$0,236 \pm 0,007$	0,08-0,11	0,69-0,76
Голень	0,08-0,12	$0,32 \pm 0,01$	0,08-0,12	0,67-0,76

В норме должны соблюдаться определенные соотношения этих показателей:

$\alpha 1 : \alpha 2 = 1:1$; $A_1 : A_2 = 1:1,3$

При понижении тонуса:

$\alpha 1 : \alpha 2 = 1:0,6$; $A_1 : A_2 = 1:1,1$

При повышении тонуса:

$\alpha 1 : \alpha 2 = 1:2,7$; $A_1 : A_2 = 1:2,3$

Остальные параметры сильно зависят от индивидуальных особенностей организма и используются при анализе PГ в динамике.

Для спазма артериальных сосудов характерно снижение A_2 , увеличение α и особенно $\alpha 2$. При тромбоблитерирующих поражениях артерий по мере развития заболевания сосудов снижается амплитуда PГ, уменьшается A_1 , увеличиваются α и $\alpha 2$ и укорачивается Q-a. Поражения вен характеризуется появлением дыхательных волн на PГ.

Для выявления патологии на ранних этапах заболевания выполняют функциональные пробы (физическая нагрузка, ортостатическая, с нитроглицерином).

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Внимательно ознакомиться с инструкцией к приборам и тщательно проверить заземление приборов.
2. Наложить пары электродов на верхнюю и нижнюю конечности с межэлектродным расстоянием 30-40 см. Покрыть поверхность кожи под электродами марлевыми тампонами, смоченными в физиологическом растворе.
3. Рядом наложить электроды для параллельной записи ЭКГ.
4. Подготовить установку к работе согласно инструкциям.
5. Измерить длину межэлектродного участка.
6. Измерить базовый импеданс.
7. Провести запись калибровочного сигнала.
8. Записать несколько циклов РГ и ЭКГ.
9. Провести функциональные пробы и записать РГ:
 - а) физическая нагрузка (30-40 приседаний в минуту);
 - б) ортостатическая проба (резкое изменение положения тела);
 - в) смена положения конечностей;
 - г) гипервентиляция (60 секунд).
10. Результаты занести в таблицу – протокол эксперимента.
11. Провести корреляционный анализ между увеличением степени нагрузки и изменением параметров реограммы. Представить результаты статистической обработки, сделать выводы.

Вопросы для самоконтроля

1. Импеданс ткани и его составляющие.
2. Принцип метода реографии.
3. Анализ объемной и дифференциальной реограмм.
4. Диагностическое значение метода реографии.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Часть 2. Исследование мозгового кровообращения методом реоэнцефалографии

Реоэнцефалография (РЭГ) – позволяет исследовать состояние мозгового кровообращения. Этот метод является одним из разновидностей реографии – исследования сопротивления отдельных участков и органов при воздействии высокочастотного электрического тока. РЭГ отражает главным образом интенсивность кровотока во внутренней сонной артерии.

Регистрацию РЭГ обычно осуществляют в лобно-сосцевидном отведении (F-M – фронтомастоидальное (рис. 17а), которое позволяет оценить гемодинамику в бассейне внутренней сонной артерии. Используя также затылочно-сосцевидное (O-M) отведение (рис. 17б), позволяющее оценить гемодинамику в вертебробазилярном бассейне. Возможно также лобно-височного (F-T) отведения (рис. 17в). Реограмму регистрируют одновременно с двух полушарий, располагая пары электродов строго симметрично.

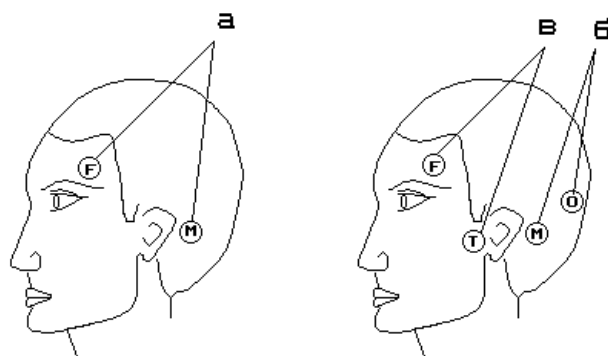


Рис. 17. Виды наложения электродов для снятия РЭГ

Количественный анализ РЭГ осуществляют аналогично анализу периферических реограмм, определяя следующие параметры:

1. Реографический индекс (РИ) или максимальная амплитуда РЭГ (h_1) – отражает величину пульсового кровенаполнения мозга. В норме имеет значение $0,15 \pm 0,01$ Ом в отведении F-M и $0,1 \pm 0,01$ Ом в отведении O-M. Снижение РИ свидетельствует о недостаточном кровенаполнении, а увеличение – о возрастании внутричерепного давления (гидроцефалия).

2. Время восходящей части волны (α) – важнейший и наиболее стабильный показатель РЭГ, отражающий период раскрытия сосуда и дающий информацию о состоянии сосудистой стенки. В норме равен $0,1 \pm 0,01$ сек. Увеличение его свидетельствует о снижении эластичности сосудистой стенки.

Период α можно подразделить на две части: α_1 – время быстрого кровенаполнения и α_2 – время медленного кровенаполнения (по дифференциальной реограмме); α_1 определяется особенностями деятельности сердца, α_2 – тоническими свойствами сосудистой стенки. В норме $\alpha_1 \approx \alpha_2$, а при повышении тонуса сосудов или снижении их эластичности $\alpha_1 > \alpha_2$.

3. Время нисходящей части волны (β) – сам по себе показатель неинформативный, так как сильно зависит от частоты сердечных сокращений.

Вычисляют отношение: $[\alpha / (\alpha + \beta)] \times 100 \%$, которое позволяет оценить тонус сосудистой стенки. В норме равно 15-18 %.

4. Время запаздывания РЭГ-волны от зубца Q ЭКГ до начала РЭГ-волны ($Q - \alpha$) – характеризует суммарное тоническое состояние сосудов на участках от сердца до исследуемой области. В норме в отведениях F-M равно 0,183 сек. слева и 0,192 сек.

5. Дикротический индекс: h_2 / h_1 – отношение инцизуры к максимальной амплитуде – косвенно характеризует периферическое сопротивление (состояние артериол). В норме равен 40-70 %.

6. Диастолический индекс: h_3 / h_1 – отношение амплитуды дикротического зубца к максимальной амплитуде – характеризует отток крови (тонус вен) и равняется в норме около 75 %.

По дифференциальной реограмме можно определить максимальную и среднюю скорости наполнения, а также разделить РЭГ на артериальную и венозную компоненты.

Для повышения диагностической ценности РЭГ используют ряд функциональных проб:

1. Гипервентиляция (3 мин. дыхания с глубоким вдохом и выдохом) вызывает уменьшение амплитуды и незначительно – крутизны наклона восходящей кривой. Причиной этого является снижение артериального давления, снижение кровотока и увеличение периферического сопротивления.

2. Гипоксия увеличивает амплитуду РЭГ, крутизну наклона восходящей кривой. Эти изменения – следствие расширения сосудов, увеличения артериального давления.

3. Ортостатическая проба: при переходе из горизонтального положения в вертикальное уменьшается артериальное давление, но замедляется кровоток, снижается тонус сосудов. Из-за этих двух противоположно направленных процессов суммарный кровоток головного мозга не изменяется и РЭГ изменяется мало. Если сделать даже незначительный наклон головы в какую-нибудь сторону, то РЭГ резко изменяется: появляется третья вершина, которая располагается до начала первой. Ее возникновение связывают с возможным сдавлением яремной вены, что легко подтверждается при надавливании на область шеи.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Ознакомиться с установкой для регистрации РЭГ и с инструкциями к прибору.

2. Проверить заземление приборов.

3. Наложить электроды по схеме, указанной на рисунке 17.

4. Наложить электроды для снятия 2-го стандартного отведения ЭКГ.

5. Снять РЭГ со всех участков наложения электродов и сравнить полученные данные.

6. Провести функциональные пробы с гипервентиляцией, гипоксией, изменением положения головы.

7. Занести полученные данные в таблицу.

8. Сделать выводы об информативности каждой пробы для оценки мозгового кровообращения методом РЭГ.

Вопросы для самоконтроля

1. Особенности мозгового кровообращения.

2. Принцип метода РЭГ.

3. Диагностическая ценность РЭГ.

4. Методы анализа кривой РЭГ.

ТЕМА 10

ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ И РЕГИСТРАЦИЯ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Цель: Освоить метод электроэнцефалографии (ЭЭГ). Исследовать функциональное состояние головного мозга методом ЭЭГ. Зарегистрировать и интерпретировать зрительные и акустические вызванные потенциалы головного мозга.

Материал и методы. Электроэнцефалограф «Энцефалан 4 ВП», набор электродов, 10 % раствор хлорида натрия, электродный гель, спирт 70 %, вата, марля.

Часть 1. Метод энцефалографии **ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ**

ЭЭГ – метод исследования функции головного мозга, основанный на регистрации электрических потенциалов. При расположении электродов на поверхности головы регистрируется суммарная ЭЭГ, которая отражает функциональную активность мозга в целом, но не позволяет характеризовать элементарные электрические процессы на уровне нейронов. Использование ЭЭГ в диагностической практике позволяет решать задачи топической диагностики, определение остроты (скорости развития) процесса, его тяжести. Метод ЭЭГ лишь косвенно позволяет определять нозологические формы заболевания.

При исследовании пациент располагается лежа или сидя, расслабившись, закрыв глаза, желательно в темной изолированной комнате.

Используют два способа отведения ЭЭГ – монополярный и биполярный. При монополярном варианте на голове выбирают точку, потенциал которой принимают за ноль (обычно это мочка уха), и относительно нее регистрируют динамику потенциала над различными участками мозга. Регистрирующие электроды располагаются над лобной (F), центральной (C), теменной (P), височной (T), затылочной (O) зонами мозга справа и слева (d и s) симметрично относительно средней линии.

Биполярный метод заключается в регистрации разности потенциалов между различными областями мозга и построении топической схемы, однако этот метод более сложен, требует определенных навыков и используется реже.

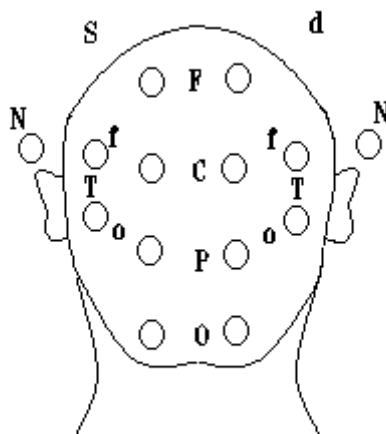


Рис. 18. Схема наложения электродов для ЭЭГ

На ЭЭГ выделяют следующие структуры:

РИТМ – волны определенной формы, непрерывно и регулярно следующие друг за другом. **АКТИВНОСТЬ** – отсутствие регулярности следования волн. **СИНХРОНИЗАЦИЯ** – переход от активности к ритму. **ДЕСИНХРОНИЗАЦИЯ** – переход от ритма к активности. **ВЕРЕТЕНООБРАЗНЫЙ РИТМ** – периодическое нарастание и спад амплитуды. **ДЕПРЕССИЯ РИТМА** – снижение его амплитуды вплоть до исчезновения. **ПАРОКСИЗМЫ** – внезапное появление или нарастание по амплитуде отдельных волн.

Ритмы, волны и комплексы могут регистрироваться локально или диффузно (по всей коре); переход от локального к диффузному характеру называют генерализацией. При сравнении ЭЭГ с двух полушарий ритм (активность) описывают как симметричный или асимметричный.

На ЭЭГ выделяют следующие ритмы:

1. Альфа-ритм: частота 8-13 Гц, длительность волн 75-125 мсек, амплитуда 10-150 мкВ. Регистрируется в норме в спокойном состоянии, лучше выражен в затылочных отведениях.

2. Бета-ритм: частота 15-30 Гц, длительность волн 40-75 мсек, амплитуда до 30 мкВ. Регистрируется в норме, характеризует возбуждение коры головного мозга. Генерализованный α -ритм при полном отсутствии β -ритма может свидетельствовать о диффузном поражении коры головного мозга.

3. Тета-ритм: 4-7 Гц, 130-250 мсек.

4. Дельта-ритм: 0,5-3 Гц, свыше 260 мсек. Медленные волны амплитудой до 20 мкВ определяются как патологические и свидетельствуют о значительном снижении функциональной активности коры (ζ - и σ -ритмы имеют подкорковый генез). При амплитуде свыше 20 мкВ их определяют как активность.

Кроме ритмов, на ЭЭГ выделяют отдельные патологические элементы: пики (10-75 мсек, 10-100 мкВ); острые волны (75 мсек, 20 – 200 мкВ, расширенное основание и острые вершины), спайки (менее 10 мсек). Они также свидетельствуют о раздражении коры. Комплексы «пик-медленная волна» или «острая волна-медленная волна» характерны для эпилептической активности.

При описании ЭЭГ отмечают характер и количественные параметры всех компонентов ЭЭГ в различных отведениях.

Для выявления скрытых нарушений при регистрации ЭЭГ выполняют функциональные пробы.

1. Открывание и закрывание глаз. Открывание глаз ведет к десинхронизации и исчезновению α -ритма. После закрывания глаз он восстанавливается в течение 1-2 секунд. Увеличение этого времени свидетельствует о снижении лабильности (функциональной подвижности) коры.

2. Фотостимуляция. Осуществляется с помощью стробоскопа вспышками с частотой 13 Гц. В норме ритм не усваивается мозгом (реакция усвоения ритма).

3. Фоностимуляция короткими сигналами около 4 Гц провоцирует появление патологической активности, особенно эпилептической.

4. Проба с гиповентиляцией (10-30 сек) и проба с гипервентиляцией (30 сек-1 минута) также позволяют выявить различные формы патологической активности; в норме ведут к замедлению и некоторой дезорганизации ритма.

Топическая диагностика.

При наличии очага в коре или в белом веществе (на глубине 2-3 см) изменения носят локальный характер. Очаг локализуется тем четче, чем ближе он к коре.

При наличии очага в подкорковом образовании патологические изменения генерализованы по всему полушарию (гемисфере) и могут распространяться на соседние.

Эмпирические признаки – частота, как правило ниже, а амплитуда – выше на стороне поражения – что также позволяют уточнить локализацию очага.

В заключении по ЭЭГ необходимо указать на диффузный или очаговый характер изменений, описать их и при возможности привести топический диагноз.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Ознакомиться с инструкцией к прибору, настроить и откалибровать его.

2. Наложить электроды, тщательно обезжиривая кожу спиртом и подкладывая тампоны, смоченные 10 % NaCl или без применения тампонов с электродным гелем (рис.18).

3. Проконтролировать межэлектродное сопротивление с помощью встроенного омметра (оно не должно превышать предельного значения, указанного в инструкции).

4. Произвести запись ЭЭГ в покое.

5. Выполнить функциональные пробы с открыванием глаз и гипервентиляцией.

6. Произвести регистрацию ЭЭГ на фоне фотостимуляции (вспышки стробоскопа 10 Гц) и фоностимуляции (синусоидальный непрерывный звук низкой интенсивности и импульсы звука высокой интенсивности 4-5 Гц).

7. Сделать заключение по ЭЭГ.

Вопросы для самоконтроля

1. Основы метода ЭЭГ. Характер биоэлектрической активности мозга.
2. Диагностическая ценность метода ЭЭГ.
3. Топическая диагностика очагов поражения головного мозга.
4. Характеристика электроэнцефалограммы.

Часть 2. Исследование электрической активности головного мозга методом вызванных потенциалов

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Вызванные потенциалы (ВП) – биоэлектрические колебания, возникающие в нервных структурах в ответ на раздражение рецепторов или эффекторных путей и находящиеся в строго определенной временной связи с моментом предъявления стимула. У человека ВП обычно регистрируются с поверхности головы. В связи с тем, что ВП на фоне спонтанной биоэлектрической активности (БЭА) трудно различимы, запись ВП осуществляется специальными техническими устройствами, позволяющими выделять сигнал из шума, для чего суммируют некоторое число отрезков БЭА, находящихся в одинаковой временной связи с моментом стимуляции.

Вызванные потенциалы на различные раздражители часто являются единственным способом узнать о состоянии глубоких структур мозга и оценить их функцию. Кроме того, поскольку мы регистрируем ответ на известный и строго дозированный раздражитель, мы имеем возможность оценить сохранность зрительной, и, например, слуховой функции. Поэтому слуховые вызванные потенциалы иногда называются компьютерной аудиометрией (то есть определением остроты слуха).

Ценность получаемой информации о работе различных структур мозга делает вызванные потенциалы незаменимым методом исследования. Более того, некоторые отделы мозга нельзя тестировать никакими другими методами.

Использование вызванных потенциалов является неоценимым средством для раннего обнаружения и прогнозирования течения различных заболеваний, таких как инсульт, опухоли головного мозга, последствия черепно-мозговой травмы, рассеянный склероз и многих других. Ранняя диагностика этих состояний определяет своевременность назначения их адекватного лечения.

Зрительные вызванные потенциалы (ЗВП)

Исследование зрительных вызванных потенциалов дает возможность получить объективную информацию о состоянии зрительного нерва, объективно оценить остроту зрения, оценить работу зрительных центров в головном мозге и контролировать динамику их состояния на фоне лечения.

Акустические стволовые ВП (АСВП)

Данный вид вызванных потенциалов позволяет оценить состояние слухового нерва и центров слухового пути в наиболее глубоких структурах мозга, т. н. мозговом стволе и подкорке.

Наиболее часто АСВП применяются в клинической практике для оценки тугоухости, изменений в стволе головного мозга (недостаточность кровообра-

щения, инфаркт, опухоль), воздействия на ствол мозга при травмах и других заболеваниях.

Соматосенсорные вызванные потенциалы (ССВП) – это ответ нервной системы на всех ее уровнях – от нервов конечностей до коры головного мозга. Регистрируются на раздражение нервов рук или ног в зависимости от поставленной задачи. Информативны при нарушениях чувствительности, повреждениях спинного мозга на различных уровнях, подозрениях на поражение подкорковых чувствительных центров и коры головного мозга.

Когнитивные вызванные потенциалы (P_{300}). Регистрация данного типа потенциалов осуществляется в условиях когнитивной деятельности – например, пациенту предъявляют два типа раздражителей и предлагают в ответ на один из них выполнять какое-либо действие (например, нажимать кнопку). Когнитивный потенциал P_{300} регистрируется с латентным периодом около 300 мсек.

Регистрация ВП, первоначально служившая для изучения реакций мозга на электростимуляцию нервов и внешние стимулы, начинает успешно применяться для исследования более сложных нервных процессов, которые не являются реакцией на внешние стимулы. Способы выделения сигнала из шума позволяют отмечать в записи ЭЭГ изменения потенциала, которые достаточно строго связаны во времени с любым фиксированным событием. Удалось зарегистрировать колебания, связанные с активностью двигательной коры (моторный потенциал), с окончанием движения, с состоянием намерения произвести определенное действие, а также колебания потенциала, возникающие в момент, когда пропускается ожидаемый стимул.

Форма, амплитуда и латентный период колебаний ВП зависят от локализации регистрирующего электрода, модальности и интенсивности стимула, способа регистрации, состояния и индивидуальных особенностей исследуемого субъекта. ВП представляют собой определенную последовательность положительных и отрицательных колебаний потенциала. Обычно ВП делят на первичные ответы (ПО), возникающие в течение 100 мс после предъявления стимула, и вторичные ответы (ВО), возникающие через 100 мс и позже. В основе этого деления лежит представление о происхождении ВП, регистрируемых с поверхности коры мозга у животных.

Компоненты ВП характеризуются латентным периодом, полярностью, формой и поведением при разного рода воздействиях.

В настоящее время метод исследования ВП мозга находит все более широкое применение в клинической практике как метод, позволяющий получить объективную информацию о состоянии различных сенсорных систем, например, зрения, слуха, осязания, причем о состоянии не только периферических звеньев, но и центров обработки получаемой информации. Метод позволяет получить объективную информацию без словесного отчета больного, что особенно важно в случае обследования маленьких детей, больных с различными нарушениями сознания или негативным отношением к обследованию.

Заболевания, при которых целесообразно применение ВП:

– рассеянный склероз и другие демиелинизирующие заболевания;

- нарушение мозгового кровообращения (оценка состояния коры и стволовых структур мозга);
- опухоли головного мозга;
- метаболические и токсические нарушения;
- нейродегенеративные заболевания;
- эпилепсия;
- деменция;
- последствия черепно-мозговой травмы (прогноз восстановления);
- нарушение сознания: кома, вегетативные состояния (прогноз восстановления);
- регистрация смерти мозга.

Основное применение ЗВП (ВП на вспышку и на паттерн):

- оценка состояния при патологии зрительного нерва, невритах;
- оценка состояния при церебральных заболеваниях (демиелинизирующие заболевания, энцефалиты, саркоидоз и т. д.);
- оценка комы, смерть мозга;
- дифференциация функциональных и органических зрительных нарушений;
- дифференциация поражения на пре- и постхиазмальном уровне;
- объективная оценка характера состояния зрительных функций у маленьких детей, аггравантов;
- диагностика фотоэпилепсии (метод не заменяет ЭЭГ);
- оценка выраженности церебрально-сосудистых нарушений (метод не заменяет РЭГ).

Основное применение длиннолатентных слуховых ВП:

- оценка состояния при церебральных заболеваниях (демиелинизирующие заболевания, энцефалиты, саркоидоз и т. д.);
- дифференциация функциональных и органических слуховых нарушений;
- объективная оценка характера состояния слуха у маленьких детей, аггравантов.

Применение когнитивных вызванных потенциалов (P₃₀₀) в клинической практике:

- при оценке начальных когнитивных расстройств в доклинической стадии (при паркинсонизме, хорее Гентингтона, гепатоэнцефалопатии, эпилепсии и др. заболеваниях);
- в проведении объективной оценки динамики когнитивных нарушений в процессе лечения;
- прогноз восстановления сознания после травмы;
- оценка выраженности когнитивных нарушений у детей с отклонениями в поведении;
- оценка выраженности деменции различного генеза;
- инструментальный метод в когнитивной психологии;
- проведение профотбора;

– оценка побочного действия препаратов.

ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РЕГИСТРАЦИИ ВП

Вызванные потенциалы имеют весьма низкую амплитуду по сравнению с фоновой ЭЭГ активностью, и это не позволяет непосредственно наблюдать их в зарегистрированной ЭЭГ без предварительной обработки, улучшающей имеющееся соотношение сигнал/шум. Под шумом в данном случае понимаются различные электродные и физиологические артефакты и несинхронные со стимулами сигналы источников фоновой ЭЭГ активности.

Основным методом, используемым сегодня для выделения ВП, является метод синхронного или когерентного накопления. Короткие эпохи ЭЭГ сигналов, синхронные с моментами появления стимулов, когерентно накапливаются, что приводит к повышению соотношения сигнал/шум, тем большему, чем больше количество накопленных эпох. В особом положении находятся так называемые синхронные со стимулами физиологические артефакты, возникающие, например, за счет моргания и движения глаз или синхронизации фоновой активности, которые, как будет сказано ниже, при данной методике становятся не отличимыми от сигналов ВП.

Для получения высокого качества накопления вызванные ответы на каждый стимул должны быть достаточно идентичными, что, к сожалению, не всегда выполняется, особенно в случаях патологии, когда генерация потенциалов мозгом нарушена. Это может препятствовать достижению высокого качества накопления даже при большом количестве стимулов.

К существенному ухудшению качества накопления приводят и различного рода случайные (а тем более частые и регулярные), не синхронные со стимулами высокоамплитудные артефакты, если моменты их возникновения совпадают с временными интервалами, используемыми при накоплении.

Обычно для ослабления влияния таких артефактов из накопления исключают временные интервалы, максимальная амплитуда сигналов на которых превышает некоторый установленный порог. Однако подобное решение требует существенного увеличения длительности записи, при этом возникают проблемы с выбором порога. Кроме того, увеличение длительности записи может привести к ухудшению идентичности откликов и, т. о., все равно не позволит достигнуть высокого качества накопления.

Сигналы ВП должны быть статистически независимы от спонтанной ритмики, однако в некоторых условиях ЭЭГ активность может частично синхронизироваться предъявляемыми стимулами, что может существенно исказить выделенные сигналы ВП.

Похожая ситуация, особенно при регистрации длиннолатентных ВП, может наблюдаться, когда ЭОГ (электроокулограмма) начинает синхронизироваться подаваемыми стимулами, например, движение глазных яблок происходит синхронно с подачей стимулов. Ситуация усугубляется тем, что латентный период реакции ЭОГ составляет от 150 до 400 мс, т. е. находится в диапазоне интересующих нас длиннолатентных ЗВП.

То же самое происходит и при исследовании коротко- и среднелатентных слуховых ВП, но в качестве синхронных артефактов в этом случае может выступать ЭМГ (электромиография).

Таким образом, когерентное накопление принципиально не может устранить составляющие артефактов, если они возникают синхронно со стимулами. Эти составляющие успешно накапливаются, накладываются на истинные сигналы ВП и могут привести к значительному искажению результатов анализа. Понятно, что в особенности эти искажения будут проявляться в отведениях, электроды которых расположены в непосредственной близости от источников данной помеховой активности.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Ознакомиться с инструкцией к электроэнцефалографу ЭНЦЕФАЛАН.
2. На 2-3 испытуемых выполнить исследование ВП головного мозга. При этом важно, чтобы испытуемый во время исследования не видел панель прибора.
3. Провести запись зрительных вызванных потенциалов.
4. Провести запись слуховых вызванных потенциалов с применением девиации по частоте звука.
5. Определить латентный период, амплитуды позитивных и негативных волн записи ВП.
6. Дать диагностическое заключение.

Вопросы для самоконтроля

1. Общие принципы электроэнцефалографических исследований.
2. Формирование записи вызванных потенциалов.
3. Разновидности вызванных потенциалов головного мозга, значение параметров записи.
4. Клиническая ценность исследований ВП головного мозга.

ТЕМА 11

ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Цель: Освоить методы изучения функции внешнего дыхания. Измерить емкости легких и объемы методом спирометрии

Материальное обеспечение. Компьютерный спирометр-пневмотахометр «Диамант», спирт 70 %, вата, носовой зажим, загубники пластиковые.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Процесс дыхания включает три составляющие: внешнее дыхание, транспорт газов кровью и тканевое дыхание. Внешнее дыхание заключается в вентилировании легких и осуществлении газообмена между атмосферой и альвеолами.

Исследование функции внешнего дыхания складывается из определения легочных объемов и емкостей, анализа биомеханики дыхания.

В процессе дыхательного акта можно выделить 4 основных положения, занимаемых грудной клеткой – максимальный вдох, спокойный вдох, спокойный выдох (так называемый уровень спокойного дыхания, занимаемый при расслаблении дыхательной мускулатуры) и максимальный выдох. Между этими точками выделяют 4 дыхательных объема (рис. 19). Дыхательный объем (ДО), резервный объем вдоха ($PO_{\text{вдох}}$), резервный объем выдоха ($PO_{\text{выдох}}$) и остаточный объем (ОО). Емкости легких состоят из суммы нескольких объемов.

Жизненная емкость (ЖЕЛ) = ДО + $PO_{\text{вд}}$ + $PO_{\text{выд}}$.

Общая емкость легких (ОЕЛ) – сумма всех объемов, емкость вдоха – ДО + $PO_{\text{вд}}$), функциональная остаточная емкость (ФОЕ) = $PO_{\text{выд}}$ + ОО.

При оценке фактических величин легочных объемов следует учитывать зависимость от условий исследования. Система параметров ATPS, не учитывающая этих условий (атмосферное давление, температура, влажность), не позволяет сравнивать результаты различных исследований. Используются две системы: STPD ($t^{\circ} = 0^{\circ} \text{C}$; $P = 750 \text{ мм рт. ст.}$; влажность 0 %) и BTPS ($t^{\circ} = 37^{\circ} \text{C}$; $P \text{ атм}$; влажность 100 %). Результаты измерений из системы ATPS могут быть переведены с помощью номограмм или специальных коэффициентов.

Объем, измеренный в ATPS, необходимо умножить на соответствующий коэффициент. Нормальные (должные) значения всех параметров определяют по таблицам, номограммам или по формулам, например: должная ЖЕЛ

$$\text{ДЖЕЛ} = 27,63 - (0,111 \odot \text{возраст в годах}) \odot (\text{рост в см}) \quad (1).$$

$$\text{ДЖЕЛ} = 21,78 - (0,101 \odot \text{возраст в годах}) \odot (\text{рост в см}) \quad (2).$$

(1) – для мужчин; (2) – для женщин.

Для вычисления должных значений следует использовать справочную литературу.

ОЕЛ	ЖЕЛ	Ровд	Евд
		ДО	
		Ровыд	ФОВ
ОО			

Рис. 19. Дыхательные объемы и емкости

Кроме объемов и емкостей легких, можно определять динамические параметры ФВД, характеризующие бронхиальную проходимость. Прежде всего это форсированная жизненная емкость (ФЖЕЛ) или форсированный объем выдоха (ФОВ), форсированный объем выдоха за 1 секунду (ФОВ₁), максимальная вентиляция легких за одну 1 минуту (МВЛ), индекс Тиффно – (ФОВ₁ / ЖЕЛ) %.

Более ценными показателями являются объемные скорости – пиковая (ПОС), а также мгновенные объёмные скорости (МОС₂₅₋₇₅ на уровне 25,50 и 75 % выдоха. ФЖЕЛ обычно ниже ЖЕЛ на 200-300 мл. Более точно эти параметры можно определить по специальной таблице.

Объемную скорость выдоха можно определить как максимальный тангенс угла наклона касательной к спирографической кривой, некоторые виды приборов позволяют вычислять ее автоматически.

Использование всех вышеперечисленных параметров позволяет выявлять у исследуемых недостаточность внешнего дыхания. Это такое состояние, когда система дыхания не обеспечивает нормальный газовый состав крови или делает это за счет включения компенсаторных механизмов, что приводит к снижению функциональных возможностей организма.

БИОМЕХАНИКА ДЫХАНИЯ

Между работой дыхательных мышц и производимой ею вентиляцией легких существуют сложные и переменные зависимости, определяемые общими законами механики и свойствами аппарата внешнего дыхания (АВД). Биомеханика дыхания является той частью физиологии дыхания, которая изучает и описывает связи между работой дыхательной мускулатуры, давлением в разных частях аппарата внешнего дыхания, объемом легких и движением воздуха; выясняет физическую сущность и физиологические механизмы происходящих при этом процессов, их количественные закономерности.

Величина работы дыхания, определяемая как интеграл плеврального давления по объему газа в легких:

$$A = \int_{V_{\min}}^{V_{\max}} P dV$$

равна площади фигуры, получаемой в P-V координатах за один дыхательный цикл. Площадь треугольника ACD численно равна работе по преодолению эластического сопротивления дыханию, ABC – неэластического сопротивления вдоху, AED – неэластического сопротивления выдоху.

Недостаток метода заключается в сложности измерения плеврального давления, хотя сейчас предложены косвенные методы его определения.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Ознакомиться с инструкцией к спирометру ДИАМАНТ.
2. Ознакомиться с инструкцией и подготовить прибор к исследованию. Дыхательную насадку (загубник) простерилизовать спиртом.
3. Подготовить пациента (пациент располагается сидя в кресле, одежда не должна стеснять дыхательных движений). Нос пациента зажать специальным зажимом. Дыхательная трубка должна плотно обхватываться ртом.
4. Провести измерения объемов и емкостей легкого: I – при спокойном дыхании; II – при форсированном дыхании.
5. Зависимость плеврального давления от легочного объема.
6. Выполнить измерение динамических показателей. Сделать вывод о состоянии ФВД.
7. Провести исследование биомеханики дыхания. Сделать вывод о соотношении различных видов сопротивления дыханию.

Вопросы для самоконтроля

1. Биофизика внешнего дыхания. Механизмы вдоха и выдоха. Объемы и емкости легких. Недостаточность внешнего дыхания.
2. Сопротивление дыханию. Виды сопротивления, основное уравнение дыхания.
3. Динамические показатели. Скорость вдоха.
4. Биомеханика дыхания. Работа дыхания.
5. Методы исследования функции внешнего дыхания и биомеханики дыхания.
6. Диагностическая ценность методов исследования внешнего дыхания.

ТЕМА 12

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ МЕТОДАМИ ПОВЕРХНОСТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ И СТИМУЛЯЦИОННОЙ МИОГРАФИИ

Цель: освоить методы поверхностной электромиографии (интерференционной и стимуляционной).

Материалы и оборудование: Электронейромиограф Нейро-МВП-4; набор электродов: чашечковые, кольцевые, заземляющие, стимуляционный; электродный гель; спирт, лейкопластырь.

Вопросы для самоподготовки

1. Структурная организация нервно-мышечной системы.
2. Топографическая анатомия срединного нерва (n. medianus): области поверхностного прилегания и зоны иннервации.
3. Механизмы проведения возбуждения по нервному волокну и нервно-мышечной передачи.
4. Практическое применение методов миографического исследования.

Часть 1. Интерференционная поверхностная электромиография

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Интерференционная поверхностная электромиография (ЭМГ) основана на регистрации поверхностными электродами произвольной (спонтанной) активности мышцы или определенного ее участка. При этом получают кривую, отражающую суммарную активность тех двигательных единиц (ДЕ), которые в настоящее время возбуждены и активность которых достаточна, чтобы быть зарегистрированной поверхностными электродами.

ДЕ представляет собой комплекс, состоящий из двигательной клетки, ее аксона и группы иннервируемых этим аксоном мышечных волокон. Все мышечные волокна одной ДЕ функционально одинаковы и действуют по принципу «все или ничего», когда каждый импульс, превышающий определенный порог, приводит к сокращению всех мышечных волокон одной ДЕ.

В функциональном плане ДЕ делятся на быстрые и медленные. Существуют и переходные формы.

Медленные ДЕ (тип 1) включают медленный мотонейрон, медленный аксон, медленные мышечные волокна. Для медленных мотонейронов характерны малая величина, высокая возбудимость, низкая частота генерации импульса, высокая выносливость, неустойчивость. Медленные мышечные волокна тонкие, состоят из меньшего количества миофибрилл и поэтому развивают меньшее усилие. В то же время они более выносливые и способны длительно поддерживать стабильное напряжение. В целом медленные ДЕ обеспечивают длительное (тоническое) напряжение мышцы.

БЫСТРЫЕ ДЕ (тип 2) состоят из «быстрых» элементов. Быстрые мотонейроны более крупные по величине, менее возбудимы, могут давать высокую частоту импульсации, но быстро истощаются.

Быстрые мышечные волокна более толстые, развивают достаточно большое усилие за короткий период времени, но быстро утомляются. Быстрые ДЕ обеспечивают мощное, быстрое (фазическое) напряжение.

При тоническом напряжении мышцы (например, удержании небольшого груза) работают преимущественно медленные ДЕ; при максимальном произвольном сокращении в работу включаются быстрые ДЕ. По мере нарастания усилия в процесс вовлекается все больше ДЕ. Этот процесс называется рекрутированием. Данный процесс характеризуется нарастанием частоты пиков и увеличением амплитуды паттернов на кривой. В результате суммации формируется интерференционная кривая, состоящая из активности большого количества различных ДЕ (рис. 20).

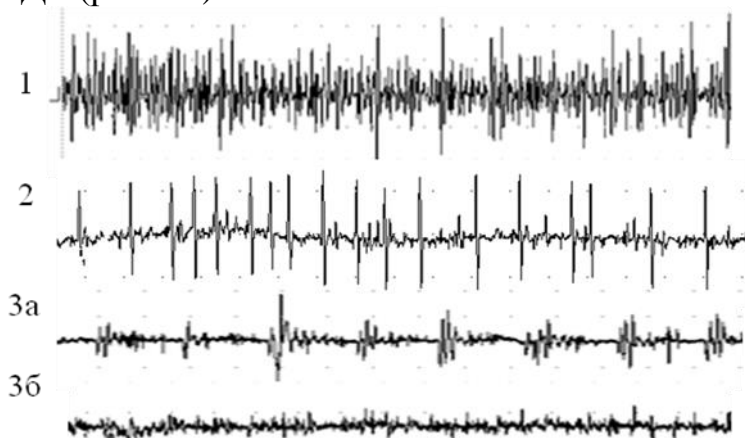


Рис. 20. Интерференционная поверхностная электромиограмма I тип ЭМГ (1.; II тип ЭМГ (2); III тип ЭМГ – частые ритмические разряды при треморе (3а) и усиление активности покоя (3б)

Данный метод позволяет ориентировочно оценить сократительную способность группы мышц. К достоинствам метода можно отнести неинвазивность, простоту исследования, возможность суммарной оценки одновременно нескольких мышц (агонистов и антагонистов) в процессе движения. Используется в комплексных системах анализа движения, для оценки выраженности тремора, в динамике восстановительного лечения у больных с травматическим поражением конечностей.

Ниже представлены типы поверхностной ЭМГ:

I тип ЭМГ характерен для нормальной мышцы и отражает суммарную активность большого числа ДЕ при максимальном сокращении (рис. 20-1).

Частота интерференционной кривой в норме около 50 Гц, амплитуда 1-2 мВ. Снижение их свидетельствует о выпадении части мышечных волокон из ДЕ и наблюдается при первичных мышечных или аксональных процессах. У больных с миотоническими синдромами регистрируется феномен продленной активности – невозможность быстрого расслабления мышцы после максимального сокращения.

II тип ЭМГ характеризуется редкой ритмической активностью, возникающей в покое (рис. 20-2). Па тип имеет частоту 6-200 Гц, амплитуду 50-150 мкВ, Пб тип – 21-50 Гц, 300-500 мкВ. Подтипы Па и Пб характеризуют степень выраженности патологического процесса, причем подтип Пб свидетельствует о менее грубом поражении мотонейронов и на начальных стадиях заболевания лучше выявляется при тонических пробах.

III тип ЭМГ отмечается при супрасегментарных процессах и включает в себя два подтипа: частые ритмические разряды при треморе (рис. 20-3а) и усиление активности покоя при экстрапирамидной ригидности (рис. 20-3б).

Гиперкинезы сопровождаются нерегулярными артефактными разрядами, соответствующими насильственным движениям.

IV тип ЭМГ характеризуется биоэлектрическим молчанием мышцы при попытке произвольного сокращения. Данный тип ЭМГ наблюдается при острой нейропатии, вялой стадии пирамидного паралича, атрофии мышечной ткани различного генеза.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1

Кожу испытуемого в местах наложения электродов предварительно обработать спиртом и нанести электродный гель. При использовании электрода с произвольным межэлектродным расстоянием активный электрод расположить над брюшком мышцы, приводящей большой палец (*m. abductor pollicis brevis*) исследуемой руки, а референтный – над сухожилием или костным выступом. Заземляющий электрод поместить на противоположной стороне конечности. Чашечки электродов зафиксировать на коже лейкопластырем.

Провести контроль импеданса: он не должен превышать 10 кОм.

Задание 2

Произвести регистрацию спонтанной активности мышцы в покое. Зафиксировать ее параметры: амплитуду, частоту.

Задание 3

Зарегистрировать активность мышцы при максимальном мышечном сокращении. Зафиксировать изменение параметров кривой.

Вопросы для самоконтроля

1. В чем состоит принцип метода интерференционной электромиографии?
2. Как влияет целостность нервно-мышечного аппарата на показатели интерференционной миограммы?

Часть 2. Стимуляционная электромиография

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Стимуляционная электромиография или электронейромиография (ЭНМГ) основана на анализе вызванных электрических ответов мышцы, полученных путем прямой или непрямой электрической стимуляции периферического нерва.

2.1. Исследование моторного ответа мышцы и скорости распространения возбуждения по периферическим нервам

Данная методика позволяет: 1) оценить состояние нерва на разных его участках; 2) оценить характер поражения нерва (аксональный, демиелинизирующий); 3) выявить степень поражения нерва; 4) определить состояние терминалей аксонов; 5) оценить состояние самой мышцы.

Для получения электронейромиограммы проводят стимуляцию нерва в области его проекции, в месте наиболее поверхностного его расположения. Регистрацию сигнала осуществляют с мышцы, иннервируемой исследуемым нервом.

Регистрируемая при данном исследовании кривая называется М-ответ.

М-ответ – суммарный потенциал мышечных волокон, регистрируемый с мышцы при стимуляции иннервирующего ее нерва одиночным стимулом. Он представляет собой двухфазную кривую: первая фаза (отрицательная) направлена вверх, вторая фаза (положительная) направлена вниз (рис. 21). При снижении амплитуды М-ответа, его растянутости и полифазности необходимо проверить правильность наложения отводящих электродов, так как эти показатели имеют диагностическое значение.

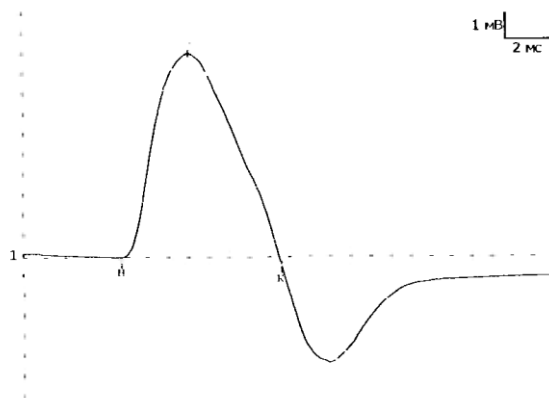


Рис. 21. М-ответ в норме

В некоторых случаях М-ответ может быть инвертирован. Причины инверсии М-ответа: неправильное наложение электродов (перепутаны активный и референтный электроды), неправильно выбрана точка стимуляции (стимулируется другой нерв), нарушение целостности иннервирующего нерва (например, при дистальной стимуляции М-ответ не возникает, а при проксимальной стимуляции наблюдается инвертированный М-ответ, что связано с тем, что в более проксимальных отделах конечности исследуемый нерв идет в одном сосудисто-нервном пучке с другими длинными нервами этой конечности).

Анализ М-ответа:

Порог раздражения – минимальное значение стимула, способное вызвать М-ответ. В норме он составляет 4-6 мА (до 10 мА) при плотном прижатии стимулирующего электрода к коже.

Амплитуда М-ответа – высота негативного пика, измеренная от изолинии. Минимально допустимая амплитуда для срединного нерва (n. medianus) равна 3,5 мВ.

Форма М-ответа – определяется синхронностью возникновения потенциалов двигательных единиц (ПДЕ) данной мышцы. В норме возникающие ПДЕ имеют некоторую асинхронность в связи с функциональными особенностями нерва и различной длиной терминалей аксона. При демиелинизации нервных волокон увеличивается асинхронность прихода импульсов, что приводит к возникновению растянутого, зазубренного М-ответа. При этом амплитуда снижается незначительно. При аксональном поражении асинхронность возрастает мало, но увеличивается дисперсия амплитуд сохранных ПДЕ, что приводит к резкому снижению М-ответа, уменьшению его длительности, нарушению формы.

Терминальная латентность (ТЛ) – временная задержка от момента стимуляции до возникновения М-ответа при стимуляции нерва в дистальной точке. Зависит от расстояния между стимулирующим и активным отводящим электродом.

Резидуальная латентность (РЛ) – разность между терминальной латентностью и временем, за которое импульс проходит расстояние от точки стимуляции до точки регистрации. Рассчитывается по формуле:

$$РЛ = ТЛ - \frac{S}{v}, \text{ где}$$

S – терминальное расстояние, измеренное от активного отводящего электрода до катода стимулирующего электрода; v – скорость проведения импульса в дистальном сегменте данного нерва.

Максимально допустимое значение РЛ для нервов рук составляет 2,5 мс, для нервов ног – 3,0 мс.

РЛ возрастает при терминальных полиневропатиях.

Скорость распространения возбуждения по моторным волокнам (СРВм) рассчитывается по формуле:

$$СРВм = \frac{S}{T_p - T_d}, \text{ где}$$

S – расстояние между точками стимуляции, мм (измеряется с точностью до 5 мм); T_p – латентность М-ответа при проксимальной стимуляции, мс; T_d – латентность М-ответа при дистальной стимуляции, мс.

Для обеспечения достоверности расстояние между двумя точками должно быть не менее 9 см.

Минимальное допустимое значение СРВм у здорового человека для периферических нервов рук 50 м/с, ног – 40 м/с.

Блок проведения – изменение параметров М-ответа, сопровождающееся падением СРВм, уменьшением площади негативной фазы, деформацией М-

ответа и увеличением его длительности на исследуемом участке нерва и вызванное вовлечением последнего в патологический процесс.

Выделяют две степени блоков проведения: I степень – снижение амплитуды на 25 %, увеличение длительности не более чем на 15 %; II степень – снижение амплитуды на 50 %, увеличение длительности более чем на 25 %.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1

Подготовить испытуемого, как указано в задании 1 предыдущей работы; активный отводящий электрод расположить в проекции брюшка мышцы, приводящей большой палец (*m. abductor pollicis brevis*) исследуемой руки.

Задание 2

Стимулирующий электрод наложить в точке проекции срединного нерва (*n. medianus*), при этом катод располагают дистальнее, а анод проксимальнее (рис. 22). Стимуляцию нерва проводить прямоугольными импульсами с длительностью 0,2 мс и частотой 1 Гц, постепенно увеличивая силу тока, пока амплитуда М-ответа не перестанет нарастать. Для исследования использовать супрамаксимальное значение стимула, т. е. на 25-30 % превышающее значение стимула, при котором был получен максимальный М-ответ. Измерить расстояние от точки стимуляции до активного отводящего электрода.

Задание 3

Повторить исследование в остальных точках согласно рисунку 22.



Рис. 22 Схема расположения электродов при исследовании моторной проводимости *n. medianus*. Регистрирующий электрод располагается на *m. abductor pollicis brevis*

Задание 4

Для М-ответов, полученных в каждой из исследуемых точек, определить порог раздражения, амплитуду М-ответа, латентный период, рассчитать ТЛ и РЛ, оценить форму М-ответа. Рассчитать скорость проведения возбуждения на участках: запястье – локтевой сгиб, локтевой сгиб – нижняя треть плеча.

Вопросы для самоконтроля

1. Назвать физиологические процессы, лежащие в основе метода ЭНМГ.
2. Как влияют патологические процессы (демиелинизация, ущемление нерва, воспалительные процессы) на показатели ЭНМГ?

2.2. Исследование потенциала действия и скорости проведения возбуждения по сенсорным волокнам

Данная методика позволяет оценить проводимость по сенсорным волокнам и амплитуду потенциала действия нерва. Исследование сенсорного ответа проводится с применением усреднения (до 100–500 стимулов) при частоте стимуляции 3–4 Гц. Потенциал выделяют при большом коэффициенте усиления (входной диапазон сигнала усилителя до 0,1–0,2 мВ).

Фильтры устанавливают от 2 до 2000 Гц, сетевой фильтр выключают, чтобы не создавать наводку при проведении электрической стимуляции.

Определение скорости распространения возбуждения по сенсорным волокнам проводят двумя способами: вызывая антидромное или ортодромное распространение возбуждения по нерву. При этом радиальный нерв (n. radialis) и икроножный нерв (n. suralis) исследуют только по антидромной методике. Для исследования остальных нервов можно использовать обе методики.

Ответы, получаемые при использовании антидромной и ортодромной методик, отличаются. Первые являются ответом дистальной части нерва, вторые – истинным потенциалом действия нерва. При антидромной методике сенсорный ответ начинается с негативной фазы, а при ортодромной методике – с небольшого позитивного отклонения (рис. 23 А, Б):

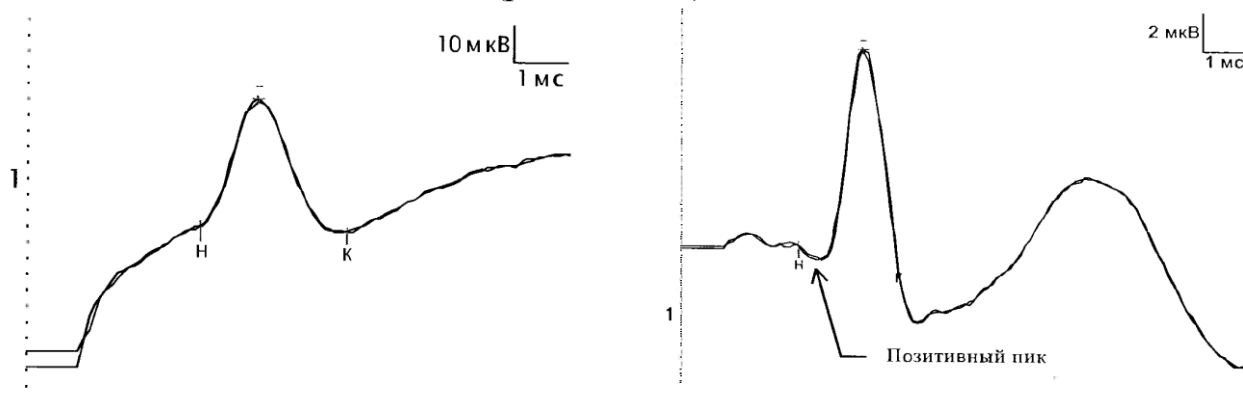


Рис. 23 Сенсорные ответы, получаемые при использовании антидромной (А) и ортодромной (Б) методик исследования нерва

Скорость проведения возбуждения по сенсорному волокну в норме должна быть не менее 50 м/с.

Амплитуда сенсорного ответа измеряется от изолинии до негативного пика. При антидромной методике она составляет 10–45 мкВ, при ортодромной – 5–30 мкВ.

Примечание: проводя комплексное исследование СРВс и СРВм, можно дифференцировать преимущественное поражение сенсорных или двигательных нервных волокон. Для этого используют мотосенсорный коэффициент ($K_{м/с}$), который вычисляют по формуле:

$$K_{м/с} = \frac{СРВм \cdot 100}{СРВс}, \text{ где}$$

$K_{м/с}$ – мотосенсорный коэффициент, СРВм – скорость проведения по двигательным нервным волокнам (скорость проведения моторного ответа), СРВс –

скорость проведения по сенсорным волокнам (скорость проведения сенсорного ответа).

В норме этот коэффициент равен 90-100 %. Увеличение $K_{м/с}$ свидетельствует о преимущественно диссоциированном снижении СРВс, снижение коэффициента – о преобладании двигательного поражения.

АНТИДРОМНАЯ МЕТОДИКА

Задание 1

Подготовить испытуемого, как указано в предыдущих работах. Отводящие электроды расположить на указательном пальце так, чтобы активный электрод находился проксимальнее, а референтный – дистальнее. Расстояние между электродами не менее 2 см. Заземляющий электрод расположить в проксимальном отделе исследуемой руки либо на противоположной руке (рис. 24).

Задание 2

Стимулирующий электрод расположить в дистальной точке на уровне запястья в зоне проекции срединного нерва (n. medianus) как можно ближе к активному отводящему электроду (рис. 24).

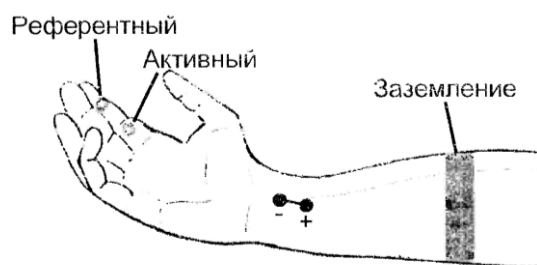


Рис. 24. Схема расположения электродов при исследовании сенсорной проводимости n. medianus по антидромной методике

Задание 3

Подобрать ток стимуляции (он не должен превышать 15 мА). Использовать от 10-15 до 100-200 усреднений, в зависимости от выраженности сенсорного ответа.

Задание 4

Измерить латентность сенсорного ответа и определить расстояние от середины катода до середины активного электрода. Определить скорость проведения.

ОРТОДРОМНАЯ МЕТОДИКА

При данной методике стимулируют терминальные отделы нерва, т. е. сами рецепторы.

Задание 1

Концентрические стимулирующие электроды наложить на указательный палец исследуемой руки, располагая катод проксимальнее, а анод – дистальнее.

Задание 2

Отводящие электроды расположить в проекции срединного нерва так, чтобы активный электрод был расположен ближе к катоду, референтный – более проксимально. Заземляющий электрод расположить проксимальнее отводящих электродов или на противоположной руке (рис. 25).



Рис. 25. Схема расположения электродов при исследовании сенсорной проводимости n. medianus по ортодромной методике

Задание 3

Зарегистрировать сенсорный ответ, используя усреднение от 20-40 до 500-1000 и силу тока не более 15 мА.

Задание 4

Измерить латентность сенсорного ответа. Определить расстояние от середины катода до середины активного электрода. Определить скорость проведения. Рассчитать мотосенсорный коэффициент.

Вопросы для самоконтроля

1. В чем заключаются особенности исследования проведения потенциала действия по сенсорным волокнам?
2. Какие существуют способы исследования проведения возбуждения по сенсорным нервным волокнам?

ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ

Выберите один или несколько правильных ответов.

Тема 1. КИНЕТИКА БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

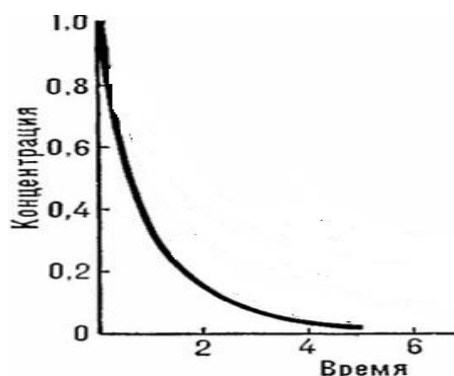
1. КОЭФФИЦИЕНТ ВАНТ-ГОФФА ПОКАЗЫВАЕТ, ВО СКОЛЬКО РАЗ СКОРОСТЬ РЕАКЦИИ

- 1) снизилась при понижении температуры на 100°C
- 2) снизилась при понижении температуры в 10 раз
- 3) увеличилась при повышении температуры на 10°C
- 4) увеличилась при повышении температуры в 10 раз

2. УРАВНЕНИЕ АРРЕНИУСА УСТАНОВЛИВАЕТ ЗАВИСИМОСТЬ МЕЖДУ

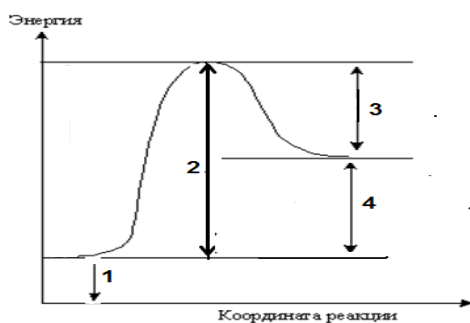
- 1) скоростью реакции и энергией активации
- 2) скоростью реакции и температурой
- 3) энергией активации и температурой
- 4) энергией активации и числом соударений

3. ГРАФИК СООТВЕТСТВУЕТ УРАВНЕНИЮ РЕАКЦИИ



- 1) первого порядка
- 2) нулевого порядка
- 3) второго порядка
- 4) третьего порядка

4. НА ГРАФИКЕ ЭНЕРГИЯ АКТИВАЦИИ ОТМЕЧЕНА ЦИФРОЙ



- 1) 1
- 2) 2
- 3) 3
- 4) 4

5. ЭНЕРГИЯ АКТИВАЦИИ В ХОДЕ РЕАКЦИИ

- 1) постепенно возрастает
- 2) экспоненциально уменьшается
- 3) экспоненциально увеличивается
- 4) остается неизменной

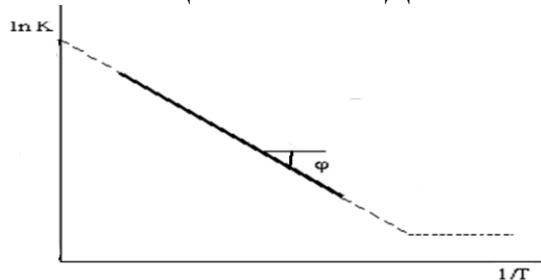
6. РЕАКЦИЯ НУЛЕВОГО ПОРЯДКА ХАРАКТЕРИЗУЕТСЯ ТЕМ, ЧТО

- 1) концентрация реагента остается неизменной
- 2) скорость реакции не зависит от концентрации реагента
- 3) энергия активации постепенно снижается
- 4) скорость реакции экспоненциально возрастает

7. УВЕЛИЧЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРЫ СРЕДЫ ПРИВОДИТ К УВЕЛИЧЕНИЮ СКОРОСТИ РЕАКЦИИ. ЭТО ОБЪЯСНЯЕТСЯ ТЕМ, ЧТО

- 1) энергия активации снижается
- 2) молекулы реагентов сталкиваются
- 3) концентрация реагентов увеличивается
- 4) растет число молекул, обладающих энергией активации

8. С ПОМОЩЬЮ ПРИВЕДЕННОГО ГРАФИКА МОЖНО ОПРЕДЕЛИТЬ



- 1) энергию активации реакции
- 2) скорость процесса
- 3) число соударений молекул
- 4) тангенс угла φ

9. СКОРОСТЬ ФЕРМЕНТАТИВНОЙ РЕАКЦИИ ВЕЛИКА, ТАК КАК ФЕРМЕНТ

- 1) образует фермент-субстратный комплекс
- 2) не расходуется в ходе реакции
- 3) снижает энергию активации
- 4) взаимодействует с субстратом

10. УРАВНЕНИЕ ЛАЙНУИВЕРА–БЕРКА ОПИСЫВАЕТ ЛИНЕЙНУЮ ЗАВИСИМОСТЬ

- 1) концентрации субстрата от скорости ферментативной реакции в прямых координатах
- 2) скорости ферментативной реакции от концентрации субстрата в обратных координатах
- 3) скорости ферментативной реакции от концентрации субстрата в прямых координатах
- 4) концентрации субстрата от скорости ферментативной реакции в обратных координатах

Тема 2. ИССЛЕДОВАНИЕ АГРЕГАЦИИ ЭРИТРОЦИТОВ

1. АГРЕГАЦИЯ ЭРИТРОЦИТОВ ПРИВОДИТ К

- 1) снижению вязкости крови
- 2) увеличению вязкости крови
- 3) возрастанию гидродинамического сопротивления
- 4) уменьшению гидродинамического сопротивления

2. В АГРЕГАЦИИ ЭРИТРОЦИТОВ ВАЖНУЮ РОЛЬ ИГРАЮТ БЕЛКИ

- 1) фибрин
- 2) фибриноген
- 3) гемоглобин
- 4) иммуноглобулины

3. РЕОЛОГИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КРОВИ ЗАВИСЯТ ОТ

- 1) концентрации белков плазмы
- 2) количества эритроцитов в кровеносном русле
- 3) агрегационной способности эритроцитов
- 4) деформируемости эритроцитов

4. КРОВЬ – НЕНЬЮТОНОВСКАЯ ЖИДКОСТЬ, ТАК КАК ЕЕ ВЯЗКОСТЬ

- 1) определяется только природой жидкости
- 2) постоянна
- 3) зависит от условий течения
- 4) зависит от температуры

5. НАИБОЛЬШАЯ СКОРОСТЬ ТЕЧЕНИЯ КРОВИ В

- 1) капиллярах
- 2) аорте
- 3) полых венах
- 4) артериолах

6. УСЛОВИЕ НЕРАЗРЫВНОСТИ СТРУИ ОПИСЫВАЕТСЯ УРАВНЕНИЕМ

1) $Q = \frac{\pi R^4 \Delta p}{8 \eta l}$

2) $F = \eta S \frac{dv}{dx}$

3) $S_1 v_1 = S_2 v_2$

4) $\Delta P = QW$

7. ПРИ ТУРБУЛЕНТНОМ ТЕЧЕНИИ КРОВИ ЧИСЛО РЕЙНОЛЬДСА

1) более 2000

2) менее 2000

3) более 200

4) менее 200

8. ЗАКОН ГАГЕНА – ПУАЗЕЙЛЯ ВЫПОЛНЯЕТСЯ ПРИ УСЛОВИЯХ

1) ламинарное течение жидкости

2) турбулентное течение жидкости

3) ньютоновская жидкость

4) стенка трубы жесткая

5) неньютоновская жидкость

6) стенка трубы эластичная

9. ГИДРОДИНАМИЧЕСКОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ ЗАВИСИТ ОТ

1) длины сосуда

2) радиуса сосуда

3) вязкости крови

4) температуры

10. ОБЪЕМНАЯ СКОРОСТЬ ТЕЧЕНИЯ ЖИДКОСТИ ЗАВИСИТ ОТ РАДИУСА СОСУДА В СТЕПЕНИ, РАВНОЙ

1) 1

2) 2

3) 3

4) 4

Тема 3. ПРОНИЦАЕМОСТЬ БИОМЕМБРАН. БИОФИЗИКА ИОННОГО ТРАНСПОРТА

1. ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ПАССИВНОГО ТРАНСПОРТА ВЕЩЕСТВ ЧЕРЕЗ МЕМБРАНУ ЯВЛЯЕТСЯ

1) перенос по градиенту концентрации

2) затрата энергии АТФ

3) градиент переносимого вещества возрастает

4) АТФ не расходуется

5) градиент переносимого вещества уменьшается

2. ОБЛЕГЧЕННАЯ ДИФФУЗИЯ В ОТЛИЧИЕ ОТ ПРОСТОЙ ПРОИСХОДИТ

- 1) против градиента концентрации
- 2) с участием белка-переносчика
- 3) по градиенту концентрации
- 4) путем растворения переносимого вещества в липидах мембран

3. ВАЛИНОМИЦИН – АНТИБИОТИК, КОТОРЫЙ ПЕРЕНОСИТ

- 1) Na^+ по градиенту концентрации
- 2) Na^+ против градиента концентрации
- 3) K^+ по градиенту концентрации
- 4) K^+ против градиента концентрации

4. НАТРИЙ-ПРОТОННЫЙ ОБМЕННИК

- 1) регулирует объем клетки
- 2) поддерживает внутриклеточный pH в норме
- 3) борется с закислением цитоплазмы
- 4) препятствует защелачиванию цитоплазмы

5. НАТРИЙ-ПРОТОННЫЙ ОБМЕННИК ПЕРЕНОСИТ ОДНОВРЕМЕННО

- 1) ионы натрия внутрь, а протоны – наружу
- 2) протоны внутрь, а ионы натрия – наружу
- 3) ионы натрия и водорода в одном направлении
- 4) кроме ионов натрия и водорода, ионы хлора и гидроксила

6. НИЗКУЮ КОНЦЕНТРАЦИЮ ИОНОВ НАТРИЯ В ЦИТОПЛАЗМЕ КЛЕТКИ ОБЕСПЕЧИВАЮТ

- 1) Na^+ -каналы
- 2) $\text{Na}^+, \text{K}^+, 2\text{Cl}^-$ -котранспорт
- 3) Na^+/K^+ -обменник
- 4) Na^+/K^+ -АТФаза

7. БЛОКАТОР (-Ы) НАТРИЙ-ПРОТОННОГО ОБМЕННИКА – ЭТО

- 1) фуросемид и буметанид
- 2) амилорид и его производные
- 3) тетраэтиламмоний
- 4) тетродотоксин

8. В РЕГУЛЯЦИИ ОБЪЕМА КЛЕТКИ УЧАСТВУЮТ

- 1) Ca^{2+} -каналы
- 2) Na^+/H^+ -обменник
- 3) $\text{Na}^+, \text{K}^+, 2\text{Cl}^-$ -котранспорт
- 4) $\text{HCO}_3^-/\text{Cl}^-$ -обменник

9. ОДНОНАПРАВЛЕННЫЙ ПЕРЕНОС ИОНОВ ЧЕРЕЗ МЕМБРАНУ КЛЕТКИ ОСУЩЕСТВЛЯЮТ

- 1) Na^+/H^+ -обменник
- 2) $\text{Na}^+, \text{K}^+, 2\text{Cl}^-$ -котранспорт
- 3) $\text{HCO}_3^-/\text{Cl}^-$ -обменник
- 4) Ca^{2+} -каналы

10. УРАВНЕНИЕ ФИКА ОПИСЫВАЕТ

- 1) перенос незаряженных частиц через мембрану
- 2) облегченную диффузию глюкозы
- 3) перенос ионов через каналы
- 4) кинетику переноса ионов с помощью белков переносчиков

Тема 4. ВИСКОЗИМЕТРИЯ: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ЖИДКОСТЕЙ

1. МЕТОДЫ, ПОЗВОЛЯЮЩИЕ ОЦЕНИТЬ РАЗМЕРЫ БЕЛКОВОЙ МОЛЕКУЛЫ, – ЭТО

- 1) седиментационный анализ
- 2) вискозиметрия
- 3) ЭПР
- 4) круговой дихроизм

2. МЕТОДЫ, ПОЗВОЛЯЮЩИЕ ОЦЕНИТЬ ДИНАМИКУ БЕЛКОВОЙ МОЛЕКУЛЫ, – ЭТО

- 1) седиментационный анализ
- 2) вискозиметрия
- 3) ЭПР
- 4) круговой дихроизм

3. ВНУТРИ- И МЕЖМОЛЕКУЛЯРНЫЕ СИЛЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ В БИОМАКРОМОЛЕКУЛАХ – ЭТО

- 1) ковалентные
- 2) водородные
- 3) гидрофобные
- 4) ван-дер-ваальсовы

4. ВТОРИЧНАЯ СТРУКТУРА БЕЛКА ОБРАЗУЕТСЯ БЛАГОДАРЯ СВЯЗЯМ

- 1) ковалентным
- 2) водородным
- 3) электростатическим
- 4) дисульфидным

5. ОРИЕНТАЦИОННОЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ОСУЩЕСТВЛЯЕТСЯ МЕЖДУ

- 1) двумя диполями
- 2) диполем и недиполем
- 3) двумя недиполями
- 4) несколькими диполями

6. ПЕПТИДНАЯ СВЯЗЬ ХАРАКТЕРИЗУЕТСЯ ТЕМ, ЧТО ОНА

- 1) ковалентная
- 2) ионная
- 3) лежит в одной плоскости
- 4) частично двойная

7. ДЛИНА ПЕПТИДНОЙ СВЯЗИ СОСТАВЛЯЕТ

- 1) 0,132 нм
- 2) 0,125 нм
- 3) 0,147 нм
- 4) 0,132 мкм

8. ГИДРОФОБНЫЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ОТВЕТСТВЕННЫ ЗА ФОРМИРОВАНИЕ

- 1) третичной структуры белка
- 2) суперспиралей
- 3) четвертичной структуры белка
- 4) первичной структуры белкам

9. ДИСУЛЬФИДНЫЕ СВЯЗИ ХАРАКТЕРИЗУЮТСЯ ТЕМ, ЧТО ОНИ

- 1) ковалентные
- 2) образуются в любых белках
- 3) образуются в белках при наличии цистеина
- 4) важны для третичной структуры

10. ЧЕТВЕРТИЧНАЯ СТРУКТУРА БЕЛКА ВЫПОЛНЯЕТ ФУНКЦИИ

- 1) архитектурную
- 2) регуляторную
- 3) объединение функций
- 4) множественное взаимодействие белка

Тема 5. ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

1. ЗАКОН ОМА ЗАПИСЫВАЕТСЯ СЛЕДУЮЩИМ УРАВНЕНИЕМ

- 1) $U = IR$

- 2) $U = I/R$
- 3) $R = I/U$
- 4) $I = R/U$

2. ПРИЧИНОЙ ПОЛЯРИЗАЦИИ ЯВЛЯЕТСЯ ПЕРЕМЕЩЕНИЕ В ЭЛЕКТРИЧЕСКОМ ПОЛЕ

- 1) свободных зарядов
- 2) связанных зарядов
- 3) ионов кальция
- 4) электронов

3. ЯВЛЕНИЕ ПОЛЯРИЗАЦИИ НАБЛЮДАЕТСЯ ПРИ ПРОПУСКЕНИИ ЧЕРЕЗ ОБЪЕКТ

- 1) постоянного тока
- 2) переменного тока любой частоты
- 3) тока низкой частоты
- 4) тока сверхвысокой частоты

4. С УВЕЛИЧЕНИЕМ ЧАСТОТЫ ТОКА ЕМКОСТНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ

- 1) увеличивается прямо пропорционально
- 2) уменьшается
- 3) остается постоянным
- 4) экспоненциально увеличивается

5. ДИСПЕРСИЯ ИМПЕДАНСА – ЭТО ЗАВИСИМОСТЬ СУММАРНОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ОБЪЕКТА ОТ

- 1) силы действующего тока
- 2) времени
- 3) напряжения
- 4) круговой частоты действующего тока

6. КОЭФФИЦИЕНТ ПОЛЯРИЗАЦИИ ТАРУСОВА ПОЗВОЛЯЕТ ОЦЕНИТЬ

- 1) жизнеспособность биологической ткани или органа
- 2) дисперсию импеданса
- 3) степень повреждения биообъекта
- 4) суммарное сопротивление биообъекта

7. ПРИ ДЕЙСТВИИ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА ЧАСТОТОЙ 50 ГЦ РАЗО-
ВЬЕТСЯ ПОЛЯРИЗАЦИЯ

- 1) электронная
- 2) ионная
- 3) дипольная
- 4) макроструктурная
- 5) электролитическая

8. НАИМЕНЬШИМ ВРЕМЕНЕМ РЕЛАКСАЦИИ ОБЛАДАЕТ ПОЛЯРИЗАЦИЯ

- 1) дипольная
- 2) ионная
- 3) электронная
- 4) макроструктурная
- 5) электролитическая

9. К ПАССИВНЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ХАРАКТЕРИСТИКАМ МЕМБРАНЫ ОТНОСЯТ

- 1) омическое сопротивление и емкость
- 2) диффузионные градиенты ионов
- 3) емкость и индуктивность
- 4) электропроводность и емкость

10. ПРИ ПОЛЯРИЗАЦИИ НАБЛЮДАЕТСЯ

- 1) отклонение от закона Ома
- 2) дисперсия омического сопротивления
- 3) дисперсия импеданса
- 4) зависимость емкостного сопротивления от частоты тока

Тема 6. АКТИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИООБЪЕКТОВ

1. ПОТЕНЦИАЛ ПОКОЯ АКСОНА В НАИБОЛЬШЕЙ СТЕПЕНИ ЗАВИСИТ ОТ КОНЦЕНТРАЦИИ ИОНОВ

- 1) натрия
- 2) калия
- 3) кальция
- 4) хлора

2. ИОННАЯ ПРОНИЦАЕМОСТЬ МЕМБРАНЫ НЕРВНОГО ВОЛОКНА НЕ ИЗМЕНЯЕТСЯ ПРИ РАЗВИТИИ

- 1) электротона и локального ответа
- 2) потенциала действия и локального ответа
- 3) электротона и потенциала действия
- 4) катэлектротона и анэлектротона

3. ПОРОГ ВОЗБУЖДЕНИЯ НЕРВНОГО ВОЛОКНА – ЭТО

- 1) максимальная сила раздражителя, вызвавшего потенциал действия
- 2) максимальная сила раздражителя, вызвавшая локальный ответ
- 3) минимальная сила раздражителя, вызвавшая локальный ответ
- 4) минимальная сила раздражителя, вызвавшего потенциал действия

4. РЕОБАЗА – ЭТО

- 1) минимальная сила раздражающего тока при большой длительности его действия
- 2) минимальная сила раздражающего тока при минимальной длительности его действия
- 3) максимальная сила раздражающего тока при большой длительности его действия
- 4) максимальная сила раздражающего тока при минимальной длительности его действия

5. ХРОНАКСИЯ – ЭТО

- 1) минимальное время действия порогового тока
- 2) минимальное время действия тока, равного двум реобазам
- 3) максимальное время действия порогового тока
- 4) минимальное время действия тока, равного одной реобазе
- 5) величина раздражителя, равная двум реобазам

6. ФАЗА ДЕПОЛЯРИЗАЦИИ НЕРВНОГО ВОЛОКНА ОБУСЛОВЛЕНА

- 1) входом ионов натрия в клетку
- 2) входом ионов кальция в клетку
- 3) выходом ионов калия из клетки
- 4) выходом ионов хлора из клетки

7. ФАЗА РЕПОЛЯРИЗАЦИИ НЕРВНОГО ВОЛОКНА ОБУСЛОВЛЕНА

- 1) входом ионов натрия в клетку
- 2) входом ионов кальция в клетку
- 3) выходом ионов калия из клетки
- 4) выходом ионов хлора из клетки

8. ОВЕРШУТ – ЭТО

- 1) следовая гиперполяризация
- 2) превышение над величиной потенциала покоя
- 3) превышение над нулевой линией
- 4) следовая деполяризация
- 5) положительная часть потенциала действия

9. ПОТЕНЦИАЛОЗАВИСИМЫЕ НАТРИЕВЫЕ КАНАЛЫ ОТКРЫВАЮТСЯ ВО ВРЕМЯ

- 1) фазы деполяризации
- 2) фазы реполяризации мембраны
- 3) гиперполяризации мембраны
- 4) следового потенциала

10. МЕТОД ФИКСАЦИИ ПОТЕНЦИАЛА ИСПОЛЬЗУЕТСЯ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ

- 1) ионных токов
- 2) сопротивления мембраны
- 3) амплитуды потенциала действия
- 4) потенциала покоя

Тема 7. БИОФИЗИКА МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

1. В МОДИФИЦИРОВАННОМ СОСТОЯНИИ КАЛЬЦИЕВЫЙ КАНАЛ ПРОПУСКАЕТ ИОНЫ

- 1) кальция и натрия
- 2) только натрия
- 3) только калия
- 4) только кальция

2. МЕТАБОЛИЧЕСКАЯ РЕГУЛЯЦИЯ КАЛЬЦИЕВОГО КАНАЛА ОСУЩЕСТВЛЯЕТСЯ ПУТЕМ

- 1) фосфорилирования
- 2) конформационных перестроек
- 3) образования дисульфидных мостиков
- 4) ограниченного протеолиза

3. КАЛЬЦИЙЗАВИСИМЫЕ КАЛИЕВЫЕ КАНАЛЫ

- 1) проводят ионы кальция и калия
- 2) проводят ионы калия
- 3) зависят от мембранного потенциала
- 4) проводят ионы кальция

4. ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СИНАПСЫ

- 1) обладают выпрямляющими свойствами
- 2) не имеют блокаторов
- 3) состоят из коннексонов
- 4) имеют синаптическую щель, равную 20 нм

5. К СОКРАТИТЕЛЬНЫМ БЕЛКАМ МЫШЦЫ ОТНОСЯТСЯ

- 1) актин
- 2) тропонин С
- 3) тропомиозин
- 4) миозин

6. К РЕГУЛЯТОРНЫМ БЕЛКАМ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ ОТНОСЯТСЯ

- 1) актин

- 2) тропонин С
- 3) тропомиозин
- 4) миозин

7. В ПОПЕРЕЧНО-ИСЧЕРЧЕННОЙ МУСКУЛАТУРЕ ИОНЫ КАЛЬЦИЯ ВЗАИМОДЕЙСТВУЮТ С

- 1) миозином
- 2) тропонином С
- 3) тропомиозином
- 4) тропонином Т

8. В ГЛАДКМЫШЕЧНОЙ КЛЕТКЕ ИОНЫ КАЛЬЦИЯ ВЗАИМОДЕЙСТВУЮТ С

- 1) миозином
- 2) тропонином С
- 3) кальдесмоном
- 4) кальмодулином

9. К Z-ПЛАСТИНКАМ СКЕЛЕТНОГО МЫШЕЧНОГО ВОЛОКНА НЕПОСРЕДСТВЕННО ПРИСОЕДИНЯЮТСЯ

- 1) актиновые нити
- 2) молекулы тропомиозина
- 3) миозиновые нити
- 4) молекулы титина

10. ПОТЕНЦИАЛ ДЕЙСТВИЯ КАРДИОМИОЦИТА ХАРАКТЕРИЗУЕТСЯ

- 1) наличием плато
- 2) отсутствием овершута
- 3) наличием медленной диастолической деполяризации
- 4) длительностью не более 50 мс

Тема 8. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ СЕРДЦА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

1. ПО СТАНДАРТНЫМ ОТВЕДЕНИЯМ МОЖНО ОПРЕДЕЛИТЬ ПОЛОЖЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА В

- 1) горизонтальной плоскости
- 2) сагиттальной плоскости
- 3) фронтальной плоскости
- 4) объеме

2. ОБЪЕДИНЯЯ ОСИ ОТВЕДЕНИЯ СТАНДАРТНЫХ И УСИЛЕННЫХ ЭЛЕКТРОДОВ, МОЖНО ПОЛУЧИТЬ

- 1) треугольник Эйнтховена
 - 2) квадрат Пикассо
 - 3) шестиосевую систему координат Bayley
 - 4) тетраду Фалло
3. О ПОВОРОТЕ СЕРДЦА ВОКРУГ СВОЕЙ ОСИ МОЖНО СУДИТЬ ПО ЗУБЦАМ В
- 1) стандартных отведениях
 - 2) грудных отведениях
 - 3) усиленных отведениях
 - 4) отведениях по Небу
 - 5) отведениях по Слопаку
4. ЗУБЕЦ Р ОТРАЖАЕТ ПРОЦЕСС ВОЗБУЖДЕНИЯ
- 1) предсердий
 - 2) межжелудочковой перегородки
 - 3) желудочков
 - 4) синоатриального узла
5. ВРЕМЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ ЗАДЕРЖКИ ПРОВЕДЕНИЯ ВОЗБУЖДЕНИЯ ЧЕРЕЗ АВ-УЗЕЛ СОСТАВЛЯЕТ В НОРМЕ
- 1) 0,01–0,02 сек
 - 2) 0,12–0,20 сек
 - 3) 1,2–2,0 сек
 - 4) 12–21 сек
6. ПРИ ГИПЕРТРОФИИ ЖЕЛУДОЧКОВ НА ЭКГ ПРОИСХОДИТ
- 1) удлинение интервала PQ
 - 2) увеличение амплитуды зубца Р
 - 3) увеличение амплитуды зубца Т и удлинение интервала ST
 - 4) уширение комплекса QRS и увеличение амплитуды его зубцов
 - 5) укорочение комплекса QRS и уменьшение амплитуды его зубцов
7. ПРИ ФИЗИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ ИНТЕРВАЛ RR
- 1) удлиняется
 - 2) укорачивается
 - 3) остается постоянным
 - 4) меняется от комплекса к комплексу
8. ЗУБЕЦ Т НА ЭКГ ЯВЛЯЕТСЯ ОТРАЖЕНИЕМ
- 1) зубца R
 - 2) зубца S
 - 3) процесса деполяризации желудочков
 - 4) процесса реполяризации предсердий

- 5) процесса деполяризации предсердий
- 6) процесса реполяризации желудочков

9. ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПРОБЫ В ЭКГ ПОЗВОЛЯЮТ ВЫЯВИТЬ СКРЫТУЮ НЕДОСТАТОЧНОСТЬ КРОВΟΣНАБЖЕНИЯ

- 1) миокарда
- 2) мозга
- 3) желудка
- 4) матки

10. НОРМАЛЬНОМУ ПОЛОЖЕНИЮ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА СООТВЕТСТВУЕТ УГОЛ АЛЬФА

- 1) равный 0°
- 2) больше $+90^\circ$
- 3) меньше -30°
- 4) в диапазоне от $+30^\circ$ до $+70^\circ$
- 5) в диапазоне от -30° до -70°

Тема 9. ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ И МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ

1. ИМПЕДАНС – ЭТО

- 1) полное сопротивление клетки
- 2) емкостное сопротивление клетки
- 3) омическое сопротивление клетки
- 4) сопротивление электродов

2. ИМПЕДАНС СКЛАДЫВАЕТСЯ ИЗ

- 1) омического сопротивления
- 2) емкостного сопротивления
- 3) суммы омического и емкостного сопротивления
- 4) разности омического и емкостного сопротивления

3. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА В РЕОГРАФИИ РЕГИСТРИРУЕТСЯ ДЛЯ

- 1) регистрации и удаления артефактов
- 2) определения электрической оси сердца
- 3) определения скорости распространения пульсовой волны
- 4) расчета реографического индекса

4. АМПЛИТУДА РЕОГРАФИЧЕСКОЙ КРИВОЙ ПРЯМО ПРОПОРЦИОНАЛЬНА

- 1) дифференциалу реографического индекса
- 2) скорости распространения пульсовой волны

- 3) кровонаполнению правого желудочка
- 4) кровонаполнению в исследуемом участке

5. ИНЦИЗУРА НА РЕОГРАФИЧЕСКОЙ КРИВОЙ СООТВЕТСТВУЕТ

- 1) моменту прихода пульсовой волны в исследуемый участок
- 2) моменту закрывания клапанов аорты
- 3) объему крови в исследуемом участке
- 4) растяжимости стенок артерий в исследуемом участке

6. ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНАЯ ЗАПИСЬ НА РЕОГРАММЕ НЕОБХОДИМА ДЛЯ

- 1) определения момента окончания фазы быстрого изгнания крови
- 2) определения скорости распространения пульсовой волны
- 3) определения реографического индекса
- 4) определения момента закрытия клапанов сердца

7. ИССЛЕДОВАНИЕ ИМПЕДАНСА ТЕЛА ПРОВОДЯТ

- 1) на постоянном токе
- 2) на переменном токе
- 3) на импульсном токе
- 4) в условиях отсутствия тока

8. ДЛЯ ИНТЕГРАЛЬНОЙ РЕОГРАФИИ ИСПОЛЬЗУЮТ ОТВЕДЕНИЯ

- 1) тетраполярные
- 2) биполярные
- 3) монополярные
- 4) униполярные

9. ПРИ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ ЭЛЕКТРОДЫ РАЗМЕЩАЮТ

- 1) на голове и ногах
- 2) на голове и руках
- 3) на скальпе и мочках ушей
- 4) только на скальпе

10. РЕГИОНАЛЬНАЯ РЕОГРАММА БОЛЬШЕ ВСЕГО НАПОМИНАЕТ

- 1) электрокардиограмму
- 2) спирограмму
- 3) сфигмограмму
- 4) скатерограмму

Тема 10. ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ И РЕГИСТРАЦИЯ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

1. ПРИ СРАВНЕНИИ ПОТЕНЦИАЛОВ СО СКАЛЬПА И ПОТЕНЦИАЛА ОТ МОЧКИ УХА ИСПОЛЬЗУЕТСЯ МЕТОД ОТВЕДЕНИЯ БИОПОТЕНЦИАЛА
 - 1) политопный
 - 2) биполярный
 - 3) монополярный
 - 4) тетраполярный

2. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММА ПОЗВОЛЯЕТ ИССЛЕДОВАТЬ
 - 1) кровообращение головного мозга
 - 2) сопротивление головного мозга
 - 3) электрическую активность нейронов коры головного мозга
 - 4) электрическую активность подкорковых структур головного мозга

3. У ВЗРОСЛОГО БОДРСТВУЮЩЕГО ЗДОРОВОГО ЧЕЛОВЕКА НА ЭЭГ ПРЕИМУЩЕСТВЕННО ПРЕОБЛАДАЮТ
 - 1) альфа- и бета-ритмы
 - 2) тета- и дельта-ритмы
 - 3) альфа- и тета-ритмы
 - 4) бета- и дельта-ритмы

4. ПРОЦЕСС ДЕСИНХРОНИЗАЦИИ ПРОЯВЛЯЕТСЯ В
 - 1) снижении амплитуды и частоты волн ЭЭГ
 - 2) увеличении амплитуды и частоты волн ЭЭГ
 - 3) снижении амплитуды и увеличении частоты волн ЭЭГ
 - 4) увеличении амплитуды и снижении частоты волн ЭЭГ

5. ГИПЕРВЕНТИЛЯЦИЯ СОПРОВОЖДАЕТСЯ
 - 1) десинхронизацией ЭЭГ ритмов
 - 2) синхронизацией ЭЭГ ритмов
 - 3) появлением стереотипных высокоамплитудных вспышек и комплексов
 - 4) появлением на ЭЭГ тета- и дельта-волн

6. ПАТОЛОГИЧЕСКИЕ ФЕНОМЕНЫ ХАРАКТЕРИЗУЮТСЯ
 - 1) внезапным началом и окончанием ритма
 - 2) стереотипностью и периодичностью
 - 3) разнообразием формы от комплекса к комплексу
 - 4) отсутствием зависимости от внешних стимулов

7. ВЫЗВАННЫЕ ПОТЕНЦИАЛЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА ПОЛУЧАЮТСЯ ПРИ
- 1) математическом сложении эпох ЭЭГ
 - 2) вычитании из ЭЭГ артефактов
 - 3) особом наложении ЭЭГ-электродов
 - 4) вычитании из ЭЭГ записи ЭКГ-сигнала
8. ЛАТЕНТНЫЙ ПЕРИОД В ЗАПИСИ ВЫЗВАННОГО ПОТЕНЦИАЛА ГОЛОВНОГО МОЗГА СВЯЗАН С
- 1) длительностью воздействия стимула на анализатор
 - 2) амплитудой стимула, действующего на анализатор
 - 3) количеством нейронов в корковом представительстве анализатора, подвергаемого стимуляции
 - 4) временем прохождения волны деполяризации от момента нанесения стимула до ответа подкорковых структур
9. В ЗАПИСИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА ВНЕ ЗАВИСИМОСТИ ОТ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ПОСТОЯННЫМИ ЯВЛЯЮТСЯ
- 1) амплитуда позитивных и негативных волн
 - 2) форма позитивных и негативных волн
 - 3) последовательность и соотношение амплитуды позитивных и негативных волн
 - 4) только амплитуда позитивных волн
10. ДЛЯ ОЦЕНКИ СПОСОБНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА РАЗЛИЧАТЬ РАЗНЫЕ СИГНАЛЫ ПРИМЕНЯЮТ
- 1) соматосенсорные ВП
 - 2) больше акустические ВП
 - 3) меньше зрительные ВП
 - 4) когнитивные ВП

Тема 11. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

1. ОБЩАЯ ЁМКОСТЬ ЛЕГКИХ ВКЛЮЧАЕТ

- 1) только ЖЕЛ
- 2) сумму $PO_{\text{вдоха}}$ и $PO_{\text{выдоха}}$
- 3) сумму ЖЕЛ и остаточного объёма
- 4) сумму ДО, $PO_{\text{вдоха}}$ и $PO_{\text{выдоха}}$

2. В СТРУКТУРУ ЖИЗНЕННОЙ ЕМКОСТИ ЛЕГКИХ НЕ ВХОДИТ

- 1) ДО
- 2) ОО
- 3) $PO_{\text{вдоха}}$
- 4) $PO_{\text{выдоха}}$

3. ПНЕВМОТАХОМЕТРИЯ ИСПОЛЬЗУЕТСЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

- 1) объемных показателей лёгких
- 2) скоростных показателей легочной вентиляции
- 3) остаточной ёмкости легких
- 4) скорости вылета пули из духового ружья

4. ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОСТАТОЧНОГО ОБЪЁМА ЛЁГКИХ И ОБЪЁМА ПЛОХО ВЕНТИЛИРУЕМЫХ ЗОН ПРИМЕНЯЮТ МЕТОД

- 1) индикаторных газов
- 2) спирографии
- 3) пневмотахометрии
- 4) боди-плетизмографии

5. ПО КРИВОЙ «ПОТОК-ОБЪЁМ» МОЖНО ОПРЕДЕЛЯТЬ

- 1) структуру объемов лёгких
- 2) объём «мёртвого пространства»
- 3) работу дыхания
- 4) уровни бронхиальной обструкции

6. В МЕТОДЕ РАЗВЕДЕНИЯ ИНДИКАТОРНЫХ ГАЗОВ ПРЕДПОЧТИТЕЛЬНО ИСПОЛЬЗОВАТЬ

- 1) водород
- 2) гелий
- 3) кислород
- 4) углекислый газ

7. ДЛЯ СРАВНЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ДЫХАНИЯ РАЗНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПОСЛЕДНИЕ НЕОБХОДИМО ПЕРЕВЕСТИ В СИСТЕМУ ИЗМЕРЕНИЙ

- 1) VTPS
- 2) ATPS
- 3) STPD
- 4) нет необходимости пересчета

8. РАБОТА ДЫХАТЕЛЬНОЙ МУСКУЛАТУРЫ НАПРАВЛЕНА НА ПРЕОДОЛЕНИЕ

- 1) эластического сопротивления дыханию
- 2) неэластического сопротивления дыханию
- 3) суммы эластического и неэластического сопротивлений дыханию
- 4) произведения эластического и неэластического сопротивлений дыханию

9. ДЛЯ НЕПРЯМОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТРАНСПУЛЬМОНАЛЬС НОГО ДАВЛЕНИЯ ИСПОЛЬЗУЮТ

- 1) измерение давления в боди-плетизмографической камере

- 2) измерение давления у полости рта
- 3) измерение артериального давления с применением формул перерасчета
- 4) расчет площади петли «поток-объем»

10. БРОНХИАЛЬНАЯ АСТМА МОЖЕТ СЛУЖИТЬ ПРИМЕРОМ НАРУШЕНИЙ

- 1) рестриктивных
- 2) обструктивных
- 3) когнитивных
- 4) дегенеративных

Тема 12. ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ МЕТОДАМИ ПОВЕРХНОСТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ И СТИМУЛЯЦИОННОЙ МИОГРАФИИ

1. ПОЗВОЛЯЕТ ОЦЕНИТЬ ПРОВЕДЕНИЕ ВОЗБУЖДЕНИЯ ПО ДВИГАТЕЛЬНЫМ НЕРВАМ МЕТОД

- 1) интерференционной поверхностной электромиографии
- 2) игольчатой электромиографии
- 3) стимуляционной электронейромиографии
- 4) соматосенсорных вызванных потенциалов.

2. ДВИГАТЕЛЬНАЯ ЕДИНИЦА ВКЛЮЧАЕТ В СЕБЯ

- 1) мотонейрон, двигательный нерв, мышечные клетки
- 2) мотонейрон, вставочный нейрон, двигательный нерв, мышечные клетки
- 3) двигательный нерв, мышечные клетки
- 4) мотонейрон, двигательный нерв, мышца

3. НОРМАЛЬНАЯ ЧАСТОТА ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ КРИВОЙ

- 1) 70 Гц
- 2) 50 Гц
- 3) 40 Гц
- 4) 60 Гц

4. УСИЛЕНИЕ АКТИВНОСТИ ПОКОЯ ОПИСЫВАЕТ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННАЯ КРИВАЯ

- 1) I типа ЭМГ
- 2) II типа ЭМГ
- 3) III типа ЭМГ
- 4) IV типа ЭМГ

5. ВРЕМЕННАЯ ЗАДЕРЖКА ОТ МОМЕНТА СТИМУЛЯЦИИ ДО ВОЗНИКНОВЕНИЯ М-ОТВЕТА ПРИ СТИМУЛЯЦИИ НЕРВА В ДИСТАЛЬНОЙ ТОЧКЕ НАЗЫВАЕТСЯ

- 1) порогом раздражения
- 2) терминальной латентностью

- 3) резидуальной латентностью
 - 4) скоростью распространения возбуждения
6. ТОЛЬКО ПО АНТИДРОМНОЙ МЕТОДИКЕ ИССЛЕДУЮТ
- 1) радиальный и икроножный нервы
 - 2) медиальный и икроножный нервы
 - 3) радиальный нерв
 - 4) медиальный и радиальный нервы
7. МОТОСЕНСОРНЫЙ КОЭФФИЦИЕНТ, РАВНЫЙ 50%, СВИДЕТЕЛЬСТВУЕТ О
- 1) преимущественном снижении скорости проведения возбуждения по сенсорным нервным волокнам
 - 2) преимущественном снижении скорости проведения возбуждения по двигательным нервным волокнам
 - 3) о равном снижении скорости проведения возбуждения как по сенсорным, так и по двигательным нервным волокнам
 - 4) нарушении проводимости по нервным волокнам нет
8. СКОРОСТЬ ПРОВЕДЕНИЯ ВОЗБУЖДЕНИЯ ПО ДВИГАТЕЛЬНОМУ ВОЛОКНУ 55 М/С, МОТОСЕНСОРНЫЙ КОЭФФИЦИЕНТ РАВЕН 157, ТОГДА СКОРОСТЬ ПРОВЕДЕНИЯ ВОЗБУЖДЕНИЯ ПО СЕНСОРНОМУ ВОЛОКНУ РАВНА
- 1) 45 м/с, соответствует норме
 - 2) 35 м/с, ниже нормы
 - 3) 35 м/с, соответствует норме
 - 4) 45 м/с, ниже нормы
9. ВТОРАЯ СТЕПЕНЬ БЛОКА ПРОВЕДЕНИЯ ХАРАКТЕРИЗУЕТСЯ СНИЖЕНИЕМ АМПЛИТУДЫ ОТВЕТА НА
- 1) 25% и увеличением его длительности на 25%
 - 2) 50% и увеличением его длительности на 25%
 - 3) 50% и увеличением его длительности на 50%
 - 4) 25% и увеличением его длительности на 15%
10. К МЕТОДУ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОВЕДЕНИЯ ВОЗБУЖДЕНИЯ ПО СЕНСОРНЫМ ВОЛОКНАМ НЕ ОТНОСИТСЯ УТВЕРЖДЕНИЕ
- 1) исследование проводится с применением усреднения до 100-500 стимулов
 - 2) исследование проводят при тоническом напряжении мышцы
 - 3) используют входной диапазон сигнала усилителя до 0,1-0,2 мВ
 - 4) возможно проведение исследования по антидромной и ортодромной методике

СИТУАЦИОННЫЕ ЗАДАЧИ

Тема 1. КИНЕТИКА БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Задача № 1

Химическую реакцию изучают при двух температурах 27 и 37⁰С. Константы скорости прямой реакции при двух температурах равны соответственно 3,4 и 8,5 мин⁻¹. Константы равновесия при этих температурах равны $K_{27}=2,3 \cdot 10^{-6}$ и $K_{37}=5,1 \cdot 10^{-6}$.

- Рассчитайте энергию активации для этой реакции.
- Рассчитайте теплоту реакции.

Задача № 2

Реакция имеет энергию активации, равную 15500 кал и константу скорости при 20⁰С равную 1,2 мин⁻¹.

- Рассчитайте, чему будет равна эта константа при 0⁰С.

Задача № 3

Известно, что уравнение Михаэлиса–Ментен описывается кривой с насыщением, что существенно затрудняет определение констант, характеризующих ферментативную реакцию.

- Предложите способ линеаризации этого уравнения в условиях избытка и недостатка субстрата, а также определите физический смысл константы Михаэлиса.

Тема 2. ИССЛЕДОВАНИЕ АГРЕГАЦИИ ЭРИТРОЦИТОВ

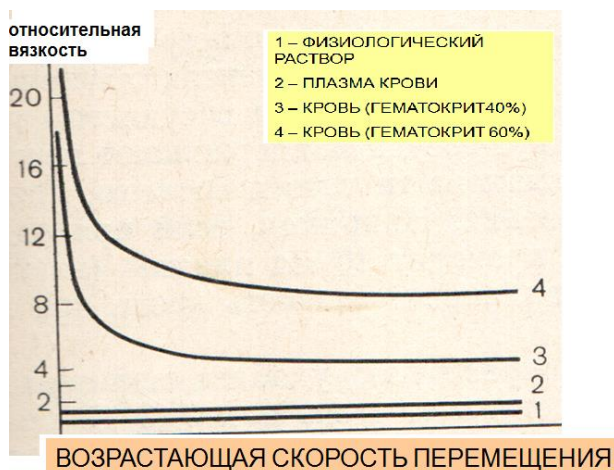
Задача № 1

При атеросклерозе критическое число Рейнольдса в некоторых сосудах становится равным 1160. Диаметр исследуемого сосуда равен 2,5 мм.

- Определите скорость, при которой возможен переход ламинарного течения крови в турбулентное в этом сосуде.

Задача № 2

В эксперименте изучали зависимость относительной вязкости различных жидких сред от скорости течения. Получили зависимости, представленные на рисунке.



- Объясните, почему вязкость физиологического раствора и плазмы крови не изменилась при возрастании скорости перемещения, а вязкость крови существенно уменьшилась.

Задача № 3

Относительно точные измерения критического числа Рейнольдса основаны на определении электрического сопротивления текущей крови, которое увеличивается при возникновении турбулентности в кровеносном сосуде.

- Объясните, каковы причины увеличения сопротивления в условиях турбулентного течения.

Тема 3. ПРОНИЦАЕМОСТЬ БИОМЕМБРАН. БИОФИЗИКА ИОННОГО ТРАНСПОРТА

Задача № 1

Исследовалась активность натрий-протонного обменника в эритроцитах крысы. Обработка эритроцитов оубаином привела к снижению активности обменника.

- Объясните, какова причина снижения активности натрий-протонного обменника в данных условиях.

Задача № 2

В эксперименте изучается проницаемость искусственной бислоистой липидной мембраны (БЛМ) для метиленового синего. Мембрана толщиной 10 нм разделяет камеру на 2 части. Концентрация метиленового синего с одной стороны мембраны равна 10^{-3} М, а с другой – $2 \cdot 10^{-3}$ М. Поток метиленового синего через БЛМ постоянен и составляет $3 \cdot 10^{-4}$ М см/с.

- Определите, чему равен коэффициент диффузии этого вещества через БЛМ.

Задача № 3

Известно, что объем эритроцитов регулируется некоторыми ион-транспортными системами. Мембрана эритроцитов содержит Ca^{2+} -зависимые

K^+ -каналы, которые обеспечивают утечку ионов калия из эритроцитов при повышении внутриклеточной концентрации ионов кальция.

- Определите, каким образом изменится объем красных клеток крови при активации этих каналов.
- Объясните, каков механизм этих изменений.

ТЕМА 4. ВИСКОЗИМЕТРИЯ: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ЖИДКОСТЕЙ

Задача № 1

Капилляр диаметром 20 мкм имеет толщину стенки 2 мкм. Измеренное механическое напряжение стенки этого капилляра составило $8 \cdot 10^{-5}$ ПА.

- Определите давление в стенке капилляра.

Задача № 2

Самый крупный сосуд человеческого организма – аорта, имеет радиус, равный 1,25 см. Линейная скорость крови в ней составляет 0,5 м/с.

- Определите объемную скорость кровотока в аорте.

Задача № 3

В ряде случаев лекарство дозируют каплями. Температура водного раствора лекарства изменилась от температуры $t_1=25^\circ\text{C}$ до температуры $t_2=10^\circ\text{C}$. Этим температурам соответствуют поверхностные натяжения $\sigma_1=71,78$ мН/м и $\sigma_2=74,01$ мН/м. Дополнительное давление под сферической поверхностью жидкости $\Delta P=2 \sigma/r$, где r – радиус сферической поверхности.

- Рассчитайте, на сколько процентов изменится доза водного раствора лекарства при указанном изменении температуры раствора.

Тема 5. ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Задача № 1

Исследовались пассивные электрические свойства биологической ткани. В первом эксперименте оказалось, что коэффициент поляризации Тарусова равен 4. Импеданс (суммарное сопротивление ткани) при частоте тока 10 кГц равен 10 кОм. Во втором эксперименте определили импеданс ткани при частоте тока 1 мГц и 10 кГц. Он оказался, соответственно, равным 1кОм и 5кОм.

- Рассчитайте импеданс ткани при частоте тока, равной 1 мГц.
- Рассчитайте коэффициент поляризации Тарусова для ткани, использованной во втором эксперименте.

Задача № 2

Измеряют силу тока определенной частоты, пропускаемого через ткань. Исследование проводят при последовательном и параллельном способах измерения

тока. Оказалось, что при исходном равенстве омическая составляющая импеданса уменьшилась во столько же раз, во сколько раз увеличилась емкостная.

- Определите, как изменится импеданс ткани при переходе от последовательного к параллельному способу измерения тока одной частоты.

Задача № 3

Импеданс ткани при мостовом измерении тока одной частоты в последовательном соединении составил 3 кОм. Известно, что емкостная составляющая в этих условиях повысилась в 2 раза.

- Определите, каковы условия изменения омической составляющей для поддержания того же импеданса.

Тема 6. АКТИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИООБЪЕКТОВ

Задача № 1

Исследуются электрические потенциалы бислойной липидной мембраны. Температура среды, в которой находится мембрана, составила 20° С. Концентрация ионов калия с одной стороны мембраны равна 10^{-3} М, а с другой – 10^{-4} М.

- Определите равновесный мембранный потенциал, создаваемый на бислойной липидной мембране ионами калия в данных условиях.

Задача № 2

Емкость бислойной липидной мембраны составляет $1 \text{ мкФ} \cdot \text{см}^{-1}$, а ее равновесный мембранный потенциал – 61 мВ.

- Рассчитайте электрический заряд мембраны.

Задача № 3

Исследования показали, что соотношение проницаемостей мембраны гигантского аксона кальмара для ионов калия, натрия и хлора для составляет 1:0,04:0,45. Соотношение концентраций снаружи/внутри клетки для ионов K^+ равно 1/20; Na^+ – 15/1; Cl^- – 1/2. Внутриклеточные концентрации ионов (в мМ) соответственно составили $C_{\text{K}^+} = 120$; $C_{\text{Na}^+} = 6$; $C_{\text{Cl}^-} = 60$.

- Рассчитайте величину потенциала покоя гигантского аксона кальмара.

Тема 7. БИОФИЗИКА МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

Задача № 1

Экспериментально установлено, что максимальное увеличение температуры мышцы при одиночном ее сокращении равно $0,003^\circ\text{C}$. Теплота покоя, выделяющаяся в мышечной ткани при нормальных процессах обмена, равна примерно $8,4 \cdot 10^{-1}$ Дж/кг. Удельная теплоемкость мышечной ткани $7000 \text{ Дж}/(\text{кг} \cdot \text{K})$.

- Определите теплоту, выделяющуюся при укорочении мышцы, приходящуюся на 1 г ее массы, и сравните ее с теплотой покоя.

Задача № 2

Известно, что КПД мышц может достигать 40 %. Температура, при которой работают мышцы многих теплокровных организмов, 37⁰С.

- Определите, до какой температуры должна была бы нагреться мышца, если бы она работала, как тепловая машина.

Задача № 3

Теплота, выделяемая мышцей в фазе изотонического одиночного сокращения, складывается из двух составляющих: теплоты активации, являющейся следствием химических процессов, которые приводят мышцу в активное состояние, и теплоты укорочения, образующейся только при укорочении мышцы. Мышца имеет сечение, равное 1,2 см², а скорость ее сокращения при нагрузке 110 Н равна 4 см/с. При ее укорочении на 1 см выделяется тепловая энергия 0,035 Дж на 1 см² поперечного сечения. КПД мышцы равен 40 %, а время ее сокращения 0,5 с.

- Определите теплоту активации мышцы.

Тема 8. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ СЕРДЦА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Задача № 1

Пациент поступил с болями за грудиной в покое, тошнотой и головокружением. Сняли ЭКГ:



- Укажите изменения, обнаружившиеся на ЭКГ этого пациента.
- Поставьте на основании этих данных диагноз.

Задача № 2

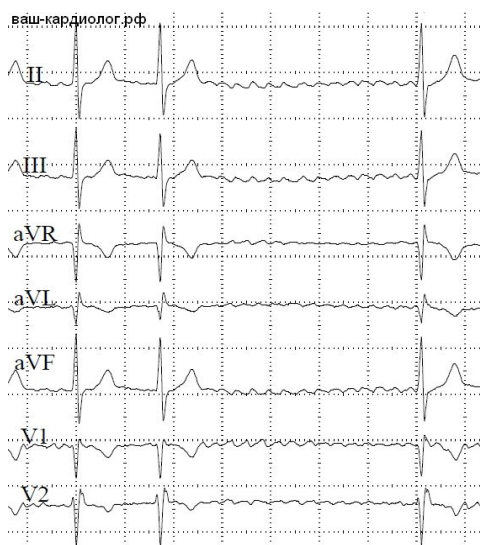
Пациент с гипертонической болезнью, избыточным весом, при незначительном напряжении возникает одышка. Зарегистрировали ЭКГ:



- Определите патологические признаки на данной ЭКГ.

Задача № 3

У пациента в анамнезе потери сознания, жалуется на сердцебиения. Зарегистрировали ЭКГ:



- Укажите изменения, обнаружившиеся на ЭКГ этого пациента.
- Поставьте на основании этих данных диагноз.

Тема 9. ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ И МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ

Задача № 1

Пациент пришел к врачу второй раз снимать реовазограмму спустя 15 лет (первый раз снимал – кривая под номером 1, под № 2 – текущая реограмма):



- Сравните две реограммы.
- Сделайте заключение об изменениях второй реограммы по сравнению с первой.
- Определите, с чем эти изменения могут быть связаны.

Задача № 2

У пациента имеется сердечно-сосудистое заболевание. При регистрации реовазограммы обнаружено: увеличение скорости нарастания анакроты, снижение реографического индекса, сглаживание формы реограммы. Кроме того, врач-исследователь отметил, что при переходе пациента из клиностатического положения в ортостатическое форма реограммы меняется незначительно.

- Назовите предполагаемый диагноз.

- Назовите дополнительные возможные реографические изменения при предполагаемом заболевании.

Задача № 3

У пациента отмечается очень частое обморочное состояние, артериальное давление регулярно пониженное – 100/60 мм рт. ст., в карточке пациента ставили диагноз «вегетососудистая дистония».

- Укажите изменения на реограмме, которые могут быть зарегистрированы на реовазограмме.

Тема 10. ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ И РЕГИСТРАЦИЯ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Задача № 1

Проведение фотостимуляции стробоскопом с частотой световых вспышек 7 Гц выявило на ЭЭГ ритмичное периодическое увеличение амплитуды сигнала в правой затылочной области с частотой 7 импульсов в секунду.

- Объясните полученный феномен.
- Предположите возможный диагноз.

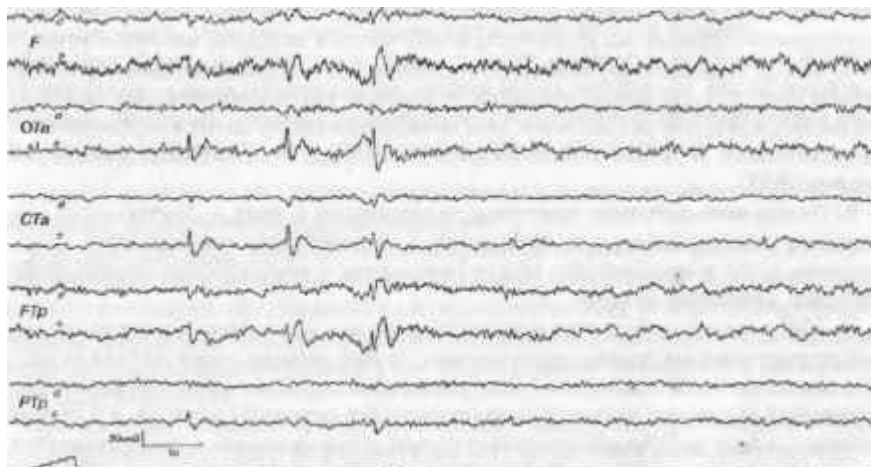
Задача № 2

При регистрации акустических вызванных потенциалов головного мозга обнаружили увеличение латентного периода и выпадение негативных и позитивных волн с индексами 2 и более (N_2, P_2, \dots).

- Укажите возможные нарушения деятельности головного мозга.

Задача № 3

У пациента есть жалобы со стороны центральной нервной системы. Записали ЭЭГ:



- Охарактеризуйте изменения, имеющиеся на данной ЭЭГ.
- Укажите, с каким патологическим состоянием это может быть связано.

Тема 11. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Задача № 1

При спирографическом исследовании у пациента обнаружили снижение показателей ЖЕЛ на 40 % от нормы, снижение всех скоростных показателей (ПОС, МОС) с сохранением формы стандартной петли «поток-объем».

- Укажите, к каким нарушениям – обструктивным или рестриктивным – относится подобное сочетание показателей.
- Приведите примеры заболеваний, при которых происходят указанные изменения.

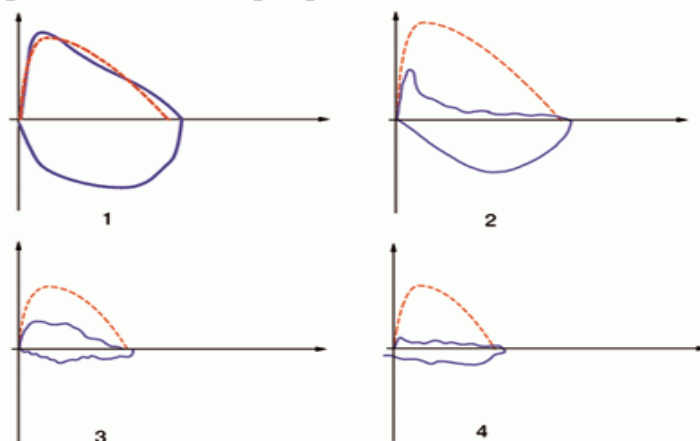
Задача № 2

В исследовании петли «поток-объем» получено значительное снижение ПОС и $МОС_{25}$.

- Укажите тип нарушения (рестриктивный или обструктивный)
- Определите уровень повреждения в аппарате внешнего дыхания.

Задача № 3

На рисунке приведены 4 спирограммы, т. н. петли «поток – объем».

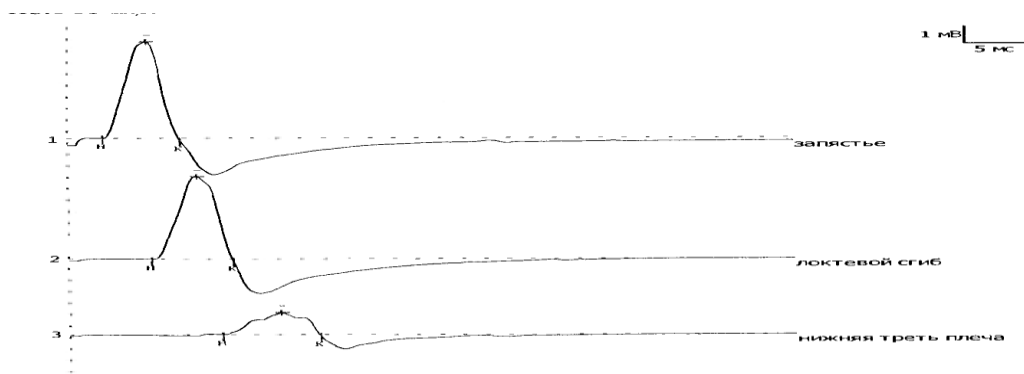


- Выберите спирограмму, соответствующую бронхиальной астме.
- Дайте характеристику изменениям, показанным на выбранной вами петле «поток-объем».

Тема 12. ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ МЕТОДАМИ ПОВЕРХНОСТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ И СТИМУЛЯЦИОННОЙ МИОГРАФИИ

Задача 1

Получена запись электронейромиограммы при отведении от *m. abductor policis brevis* при стимуляции *n. medianus* на уровне запястья, локтевого сгиба и нижней трети плеча Амплитуда М-ответа при стимуляции в дистальной точке на уровне запястья 4,5 мВ, на уровне локтевого сгиба – 3,75 мВ, на уровне нижней трети плеча – 1,25 мВ. Скорость на отрезке запястье – локтевой сгиб 51 м/с, на участке локтевой сгиб – нижняя треть плеча 31,5 м/с.



- Дайте заключение по результатам электронейромиографического исследования срединного нерва при отведении с короткой мышцы, отводящей большой палец (*m. abductor policis brevis*):

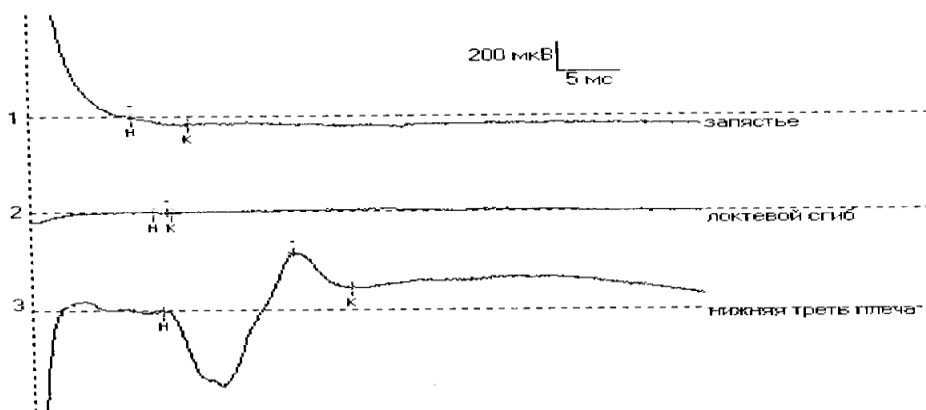
Задача 2

Расстояние между точками стимуляции 230 мм. Расстояние между активным отводящим электродом и дистальной точкой стимуляции 237 мм. Латентность сенсорного ответа при проксимальной стимуляции 2,5 мс, латентность М-ответа при дистальной стимуляции 7 мс.

- Рассчитайте скорость проведения возбуждения по моторным волокнам.
- Определите терминальную и резидуальную латентность.

Задача 3

При исследовании моторного ответа мышцы, отводящей мизинец (*m. abductor digiti minimi*), при стимуляции локтевого нерва (*n. ulnaris*) была получена электронейромиограмма.



- Укажите возможные причины наблюдаемой ЭНМГ-картины.

ЭТАЛОНЫ ОТВЕТОВ К ТЕСТОВЫМ ЗАДАНИЯМ

ТЕМА 1. КИНЕТИКА БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	3)	6.	2)
2.	2)	7.	4)
3.	1)	8.	1)
4.	3)	9.	3)
5.	4)	10.	2)

ТЕМА 2. ИССЛЕДОВАНИЕ АГРЕГАЦИИ ЭРИТРОЦИТОВ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	2),3)	6.	3)
2.	2),4)	7.	1)
3.	1) – 4)	8.	1),3),4)
4.	3)	9.	1) – 4)
5.	2)	10.	4)

ТЕМА 3. ПРОНИЦАЕМОСТЬ БИОМЕМБРАН. БИОФИЗИКА ИОННОГО ТРАНСПОРТА

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	1),4),5)	6.	4)
2.	2)	7.	2)
3.	3)	8.	2),3),4)
4.	1),2),3)	9.	2),4)
5.	1)	10.	1)

ТЕМА 4. ВИСКОЗИМЕТРИЯ: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ЖИДКОСТЕЙ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	1),2)	6.	1),3),4)
2.	3),4)	7.	1)
3.	2)	8.	1),2),3)
4.	2)	9.	1),3),4)
5.	1),4)	10.	1) – 4)

ТЕМА 5. ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	1)	6.	1),3)
2.	2),3)	7.	5)
3.	1),3)	8.	3)
4.	2)	9.	1),4)
5.	4)	10.	3)

ТЕМА 6. АКТИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИООБЪКТОВ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	2)	6.	1)
2.	4)	7.	3)
3.	4)	8.	3),5)
4.	1)	9.	1)
5.	2)	10.	1)

ТЕМА 7. БИОФИЗИКА МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	2)	6.	2),3)
2.	1)	7.	2)
3.	1), 3)	8.	3),4)
4.	1), 2), 3)	9.	1), 4)
5.	1),4)	10.	1)

ТЕМА 8. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ СЕРДЦА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	3)	6.	4)
2.	3)	7.	2)
3.	2)	8.	6)
4.	1)	9.	1)
5.	2)	10.	4)

ТЕМА 9. ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ И МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	1)	6.	1)
2.	3)	7.	2)
3.	3)	8.	1)
4.	4)	9.	4)
5.	2)	10.	3)

ТЕМА 10. ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ И РЕГИСТРАЦИЯ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	3)	6.	2)
2.	3)	7.	1)
3.	1)	8.	4)
4.	3)	9.	3)
5.	2)	10.	4)

ТЕМА 11. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	4)	6.	2)
2.	2)	7.	3)
3.	2)	8.	3)
4.	1)	9.	1)
5.	4)	10.	2)

ТЕМА 12. ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ МЕТОДАМИ ПОВЕРХНОСТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ И СТИМУЛЯЦИОННОЙ МИОГРАФИИ

№ теста	№ ответов	№ теста	№ ответов
1.	3)	6.	1)
2.	1)	7.	2)
3.	2)	8.	3)
4.	3)	9.	2)
5.	2)	10.	2)

ОТВЕТЫ К СИТУАЦИОННЫМ ЗАДАЧАМ

Тема 1. КИНЕТИКА БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Задача 1

$E_a=71,1$ кДж/моль; $\Delta H=61,8$ кДж/моль

Задача 2

Константа скорости при 0 градусов С равна $0,0005 \text{ мин}^{-1}$

Задача 3

Один из способов линеаризации уравнения Михаэлиса–Ментен – запись этого уравнения в обратной форме. Физический смысл константы Михаэлиса: концентрация субстрата при полумаксимальной скорости.

Тема 2. ИССЛЕДОВАНИЕ АГРЕГАЦИИ ЭРИТРОЦИТОВ

Задача 1

4,4 м/с

Задача 2

Кривые 1 и 2 демонстрируют независимость вязкости от скорости перемещения жидкости, поскольку физиологический раствор и плазма крови – ньютоновские жидкости. Кривые 3 и 4 показывают зависимость вязкости от скорости перемещения жидкости, так как кровь – неньютоновская жидкость и ее вязкость определяется количеством эритроцитов в русле.

Задача 3

В ламинарном потоке эритроциты ориентированы своей длинной осью вдоль направления потока. При возникновении турбулентности такая ориентация нарушается, поэтому увеличивается электрическое сопротивление.

Тема 3. ПРОНИЦАЕМОСТЬ БИОМЕМБРАН. БИОФИЗИКА ИОННОГО ТРАНСПОРТА

Задача 1

Оубаин ингибирует Na^+/K^+ -АТФазу, что приведет к снижению градиента ионов натрия на мембране клетки. В результате активность натрий-протонного обменника снизится.

Задача 2

Коэффициент диффузии рассчитывается на основании уравнения Фика, он равен $-3 \cdot 10^{-7} \text{ с}^{-1}$.

Задача 3

При активации Ca^{2+} -зависимых K^+ -каналов ионы калия удаляются из клетки. Вслед за ними из клеток выходит вода, что приводит к сжатию эритроцитов.

Тема 4. ВИСКОЗИМЕТРИЯ: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ЖИДКОСТЕЙ

Задача 1

1,6 Па/мкм.

Задача 2

24,53 см³/с

Задача 3

на 40 %

Тема 5. ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Задача 1

2,5 кОм; 5.

Задача 2

уменьшится практически в 4 раза.

Задача 3

Уменьшить на 5 кОм

Тема 6. АКТИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИООБЪЕКТОВ

Задача 1

-61 мВ

Задача 2

17 x 10⁻⁶ К

Задача 3

-51 мВ.

ТЕМА 7. БИОФИЗИКА МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

Задача 1

2,1 10 Дж/кг; 2,5 и выше.

Задача 2

Нет. Температура мышцы должна быть выше на 40 %.

Задача 3

3,216 Дж.

Тема 8. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ СЕРДЦА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Задача 1

У пациента острый заднедиафрагмальный инфаркт миокарда. Основанием для такого заключения служат: патологический глубокий зубец Q в III, avF и V₁ отведении, а также подъём в указанных отведениях сегмента ST выше изолинии более чем на 1 мм. Дополнительно – жалобы пациента дают основание предполагать диагноз инфаркта миокарда.

Задача 2

Клинически – у пациента начальные признаки сердечной недостаточности, гипертоническая болезнь, избыточная масса тела – можно предположить, что для обеспечения кровообращения уже произошла гипертрофия отделов сердца, в частности левого желудочка. На ЭКГ в подтверждение этого предположения видны следующие признаки гипертрофии ЛЖ: отклонение электрической оси сердца влево, увеличение амплитуды зубцов желудочкового комплекса, индекс Соколова превышает 35 мм, глубокие S зубцы в правых грудных отведениях, R в V₆ больше, чем в V₅.

Задача 3

На представленной ЭКГ явно несинусовый ритм, неправильный и нерегулярный, RR-интервал варьирует, r-зубцы отсутствуют, вместо них наблюдаются f-волны. В сочетании с клиническими симптомами можно сделать заключение: у пациента мерцательная аритмия (фибрилляция предсердий) с возможными нарушениями АВ-проведения.

Тема 9. ИССЛЕДОВАНИЕ РЕГИОНАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ И МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ

Задача 1

Кривая № 2, в отличие от кривой № 1, более сглажена, низкоамплитудная, инцизура и дикротический зубец практически не выражен. Такие изменения возможны при снижении растяжимости и эластичности магистральных сосудов. Следовательно, можно предположить атеросклероз магистральных сосудов.

Задача 2

Описанные изменения характерны для атеросклероза. Увеличение скорости распространения пульсовой волны можно связать со снижением эластичности магистральных сосудов, снижение реографического индекса – со склеротическими нарушениями сосудов в области наложения электродов. Отсутствие изменений на реограмме при изменении положения тела в пространстве связано с далеко зашедшим склеротическим процессом кровеносных сосудов. Дополнительно можно зарегистрировать снижение выраженности инцизуры и диастолического пика на реограмме.

Задача 3

Описанные симптомы возможны вследствие снижения мышечного тонуса стенок артерий или его полного отсутствия. На реограмме обычно отмечается: повышение амплитуды систолической волны, заострение анакроты, углубление инцизуры, диастолический зубец приближается к вершине анакроты, катакрота резко спадает и приближается к изолинии. Возможно появление дополнительных дикротических зубцов.

Тема 10. ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ И РЕГИСТРАЦИЯ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Задача 1

Описанный феномен называется «феномен усвоения ритма». Такой феномен часто встречается при предрасположенности к эпилептиформным состояниям вследствие повышения синхронизации нейронов в области патологического очага. При приближении частоты внешнего стимула к собственной частоте патологического очага происходит синхронизация и мы начинаем видеть ритмические увеличения амплитуды сигнала в предполагаемой нарушенной области коры головного мозга. Заболевание – эпилепсия, с локализацией патологического очага в правой затылочной области.

Задача 2

У пациента можно предполагать нарушение слуха или полную глухоту из-за нарушения проведения возбуждения на уровне ядер таламуса и слухового нерва. Так как увеличен латентный период, мы заключаем нарушение проведения по слуховому нерву (при этом воздушная и костная проводимость не изменяются), а выпадения второй негативной или позитивной волны говорит о блоке проведения на уровне таламуса – скорее всего латеральные колленчатые тела, так как вторая волна соответствует прохождению потенциала действия именно по данным структурам слухового пути.

Задача 3

Данная ЭЭГ позволяет выявить на ней патологические феномены – это похоже друг на друга (стереотипные) комплексы по типу «спайк-медленная волна». Учитывая, что такие изменения наблюдаются не на всей ЭЭГ, а только в некоторых отведениях, можно заключить о патологической фокальной, а не артефактной, природе этих феноменов. Такие изменения встречаются при эпилептиформных состояниях.

Тема 11. ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Задача 1

Так как каскад скоростей в петле «поток-объем» не нарушен, можем говорить о сохранении бронхиальной проводимости. Снижение ЖЕЛ почти в 2 раза по сравнению с нормой может говорить либо об утрате одного легкого (односторонняя пульмонэктомия), либо о снижении растяжимости тканей лёгкого, которое может происходить при фиброзирующем процессе, развивающемся при воспалении (воспаление легких, силикозы, туберкулез).

Задача 2

Так как снижены только ПОС и МОС₂₅, мы можем судить о обструктивных нарушениях на уровне крупных бронхов и трахеи. Такое возможно при приступе бронхиальной астмы, при сдавлении верхних дыхательных путей опухолевым процессом.

Задача 3

Бронхиальной астме соответствует петля на рисунке под номером 2. Мы видим сохранение рестриктивных свойств – кривая мало меняется на вдохе, но резко снижаются пиковая скорость выдоха и мгновенная объёмная скорость крупных бронхов при выдохе первых 25 % от ЖЕЛ.

Тема 12. ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ МЕТОДАМИ ПОВЕРХНОСТНОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ И СТИМУЛЯЦИОННОЙ МИОГРАФИИ

Задача 1

Блок проведения II степени на уровне локтевой сгиб – нижняя треть плеча.

Задача 2

Скорость проведения по нервному волокну 51,11 м/с; терминальная латентность 7 мс; резидуальная латентность 2,36 мс.

Задача 3

При стимуляции в дистальных точках (запястье, локтевой сгиб) ответ не возникает; при стимуляции в проксимальной точке (нижняя треть плеча) наблюдается инвертированный М-ответ. Причина – травма исследуемого нерва (возможно, его перерыв). Инверсия М-ответа при проксимальной стимуляции является следствием возбуждения нервов, идущих в общем сосудисто-нервном пучке с исследуемым нервом.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

ОСНОВНАЯ

1. Антонов, В. Ф. Физика и биофизика [Текст]: курс лекций для студентов медицинских вузов : учебное пособие для студентов медицинских вузов / В. Ф. Антонов, А. В. Коржув. – 3-е изд., перераб. и доп. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2006. – 240 с.
2. Лекции по биофизике [Текст]: учебное пособие для студентов. / М. Б. Баскаков [и др.] – Томск : Сибирский государственный медицинский университет, 2009. – 200с.
3. Самойлов В. О. Медицинская биофизика: [Текст]: учебник для вузов / В. О. Самойлов 2-е изд., доп. – Спб – СпецЛит, 2007. – 560 с.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ

1. Методы эмиссионного спектрального анализа в биофизике [Текст]: учебное пособие для студентов. / М. Б. Баскаков [и др.]; Сибирский медицинский университет (Томск). – Томск: б. и., 2006. – 82 с.
2. Капилевич, Л. В. Методы функционально-диагностических исследований [Текст]: учебное пособие / Л. В. Капилевич. – Томск: Сибирский медицинский университет, 2005. – 154 с.

Содержание

Тема 1.	Кинетика биологических процессов	3
Тема 2.	Исследование агрегации эритроцитов	7
Тема 3.	Проницаемость биомембран. Биофизика ионного транспорта .	10
Тема 4.	Вискозиметрия: использование для определения вязкости различных жидкостей	15
Тема 5.	Пассивные электрические свойства биологических объектов ..	25
Тема 6.	Активные электрические свойства биообъектов	36
Тема 7.	Биофизика мышечного сокращения	47
Тема 8.	Исследование функции сердца методом электрокардиографии	57
Тема 9.	Исследование региональной гемодинамики и мозгового кро- вообращения методом реографии	61
Тема 10.	Исследование головного мозга методом электроэнцефалогра- фии и регистрация вызванных потенциалов головного мозга ..	66
Тема 11.	Исследование функции внешнего дыхания	74
Тема 12.	Исследование нервно-мышечной системы методами поверх- ностной интерференционной и стимуляционной миографии ...	77
	Тестовые задания	86
	Ситуационные задачи	106
	Эталоны ответов к тестовым заданиям	115
	Ответы к ситуационным задачам	118
	Рекомендуемая литература	123

Учебное издание

Авторы:

профессора кафедры биофизики и функциональной диагностики
ГБОУ ВПО СибГМУ Минздрава России

д-р биол. наук **И. В. Петрова**

д-р мед. наук **А. В. Носарев,**

д-р мед. наук **И. В. Ковалев**

д-р мед. наук **С. В. Гусакова**

и

канд. мед. наук **Л.В. Смаглий**

**Руководство к практическим занятиям
по общей и медицинской биофизике**

Учебное пособие в двух частях

Часть 2

Дизайн обложки Л.В. Смаглий

Редакционно-издательский отдел СибГМУ
634050, г. Томск, пр. Ленина, 107
тел. 8(382-2)51-41-53, факс. 8(382-2)51-53-15
e-mail: bulletin@bulletin.tomsk.ru

Подписано в печать 17.06. 2014 г.
Формат 60x84_{1/16}. Бумага офсетная.
Печать ризограф. Гарнитура «Times». Печ. лист. 7,7
Тираж 100 экз. Заказ № ____

Отпечатано в лаборатории оперативной полиграфии СибГМУ
634050, Томск, ул. Московский тракт, 2