1. Предисловие.

Электрографический метод - метод регистрации и анализа биоэлектрических процессов человека и животных - нашел весьма широкое применение в клинической практике, физиологическом эксперименте, авиационной и космической медицине, исследованиях по физиологии труда и спорта. Столь широкое применение электрографического метода объясняется тем, что он позволяет получить ценную информацию о нормальной или патологической деятельности тканей, органов и систем. В медицине электрографический метод зарекомендовал себя как важный диагностический метод. Так, ни одно кардиологическое исследование не проводится теперь без тщательного анализа электрической активности сердца больного. Ценные диагностические данные дают исследования электрической активности мозга и мышц и др...Большим достоинством электрографического метода при использовании в клинике является его безболезненность. Широкому применению электрографического метода содействовало использование в технике электрографии последних достижений электроники.

Современные электрографические установки, обеспечивающие многоканальную регистрацию биоэлектрических процессов и автоматический анализ электрограмм, представляют собой весьма совершенные, но довольно сложные устройства.

Какими же знаниями электрографической техники должны обладать электрофизиолог и врач, использующие электрографическую аппаратуру в своей повседневной работе? Следует ли им знать эту аппаратуру так же хорошо, как и инженерам и техникам, занимающимся ее разработкой и эксплуатацией, или можно целиком положиться на инженеров и техников и вовсе не знать характеристик и возможностей аппаратуры?

Нетрудно показать, что первое невозможно, а второе недопустимо. В самом деле, если бы электрофизиолог и врач, пользующиеся электрографическим методом, попытались глубоко изучить электрографическую технику , то у них не хватило бы времени на свою основную работу. Незнание же ими основных данных электрографической установки и ее характеристик не позволяет сознательно и полностью ее использовать.

Электрофизиолог и врач должны четко представлять себе принцип действия электрографической установки , детально знать ее характеристики, уметь устранять простейшие неисправности.

Кроме того, им необходимо уметь отличать исследуемую биоэлектрическую активность от артефактов, находить на электрограмме результаты воздействия помех, знать и уметь применять способы, устраняющие артефакты и помехи электрографии. Они должны также быть знакомы с новыми направлениями в применении электрографической техники, с перспективами ее развития.

1.1. Введение.

Электрофизиологические методы позволяют изучать физиологические процессы, происходящие в органах и тканях в норме и патологии, путем исследования протекающих в них биоэлектрических процессов и путем их стимуляции электрическим током. Электрографический метод является одним из наиболее эффективных способов исследования физиологических процессов.

Известно, что функция органа проявляется, во-первых, специфическим рабочим эффектом (сокращение , секреция и т. п.) и, во-вторых, рядом общих для тканей неспецифических физико-химических изменений (интенсивность обменных процессов, теплообразование, биоэлектрическая активность и др.).

Таким образом, в ряде случаев состояние и рабочие возможности органа можно оценивать как по специфическому, рабочему эффекту, так и по сопровождающей его биоэлектрической активности. Например, о рабочих возможностях сердца можно судить не только по его производительности, но также и по его электрической активности.

Н. Е. Введенским была установлена закономерность , свидетельствующая о корреляции между функциональными (тем более патологическими) изменениями в тканях и органах и изменениями их биоэлектрической активности. Подтвержденная неоднократно, эта закономерность легла в основу электрографического метода. Однако электрографический метод позволяет получать информацию не только в тех случаях, когда биоэлектрическая активность сопровождает специфический эффект органа (сокращение мышцы и сердца, секреторная и моторная активность желудка и др.),но и в тех случаях , когда получить данные об этом специфическом эффекте другими методами не удается.

Электрографический метод позволяет получить сведения о прохождении волны возбуждения по нерву, информацию о жизнедеятельности мозга без исследования характера и особенностей осуществляемых им рефлексов и, наконец, данные о подготовке мышцы к выполнению сократительного процесса и др.

Нередко представление о состоянии органа или системы может быть установлено по изменению порядка следования импульсов электрической активности.

Электрографический метод позволяет регистрировать спонтанную или фоновую электрическую активность и биопотенциалы, являющиеся ответом на функциональную нагрузку, например стимуляцию.

Весьма важным для медицинского применения электрографического метода является тот факт, что биоэлектрическая активность органа может быть зарегистрирована не только при наложении электродов непосредственно на него, но и с кожи исследуемого.

Таким образом, предметом электрографии охватываются вопросы индикации, регистрации и анализа биоэлектрической активности тканей, органов и систем,проводимые с целью изучения как собственно биоэлектрических процессов, так и физиологических процессов , которые они сопровождают и отражают. Успехи в развитии техники электрографии во многом определяют развитие самого электрографического метода.

2.1. Схема регистрации биоэлектрических процессов человека

Прежде чем описывать отдельные элементы электрографической установки, необходимо представить себе общую схему регистрации биоэлектрических процессов больного в условиях клиники, уяснить назначение каждого элемента этой схемы и их взаимосвязь. С этой целью рассмотрим схему регистрации биоэлектрических процессов человека, показанную на рис. 1.

Электрографическая установка включает электроды 5, электродные провода *6,* блок переключателей (коммутатор) электродов 7, калибратор напряжения 8, устройство для измерений междуэлектродного сопротивления 9, усилители *10,* регистраторы *11,* входящие в состав осциллографа *12,* анализатор электрической активности *13* и стимулятор *14.*

Орган *1,* электрическая активность которого исследуется, как и органы 2, наличие электрической активности которых мешает анализу первой, представляют собой своеобразные электрические генераторы, которые, как и физические электрические генераторы, характеризуются развиваемой ими электродвижущей силой (ЭДС) и внутренним сопротивлением. ЭДС в свою очередь характеризуется амплитудой, формой и диапазоном частот.

Продуцируемая органами ЭДС низкоамплитудна (тысячные доли вольта и меньше). Форма ЭДС весьма разнообразна. Диапазон частот биоэлектрических активностей простирается от постоянных напряжений до десятков килогерц...

ЭДС**,** продуцируемая органом *1,* вызывает в соединительных тканях *8* и в коже *4* биотоки, которые создают разность потенциалов на поверхности кожи 4, отражающую все изменения ЭДС самого органа 1. Эта разность потенциалов и регистрируется с помощью электрографической установки на электрограмме, которая, как известно , представляет собой графическое изображение изменений разности потенциалов во времени в точках наложения электродов на тело исследуемого больного.

С помощью электрографической установки регистрируются разность потенциалов между электродами, наложенными на ткань , а не биотоки; здесь и далее применяются термины «бионапряжение» и «усилитель бионапряжений», а не «биотоки» и «усилитель биотоков».

Получить электрограмму  записанную при наложении электродов на кожу 4, тождественную ЭДС, продуцируемой электрически активным органам, удается лишь в том случае, когда учитываются электрические характеристики органа *1,* электрическое сопротивление тканей *3* и кожи*4* и характеристики самой электрографической установки.

Электрическая активность исследуемого органа *1* и электрические активности органов *2,* мешающие выявить первую, создают в точках наложения электродов суммарную разность потенциалов. Поэтому исследуя биопотенциалы органа 1 , прибегают к приемам, позволяющим исключить или ослабить на электрограмме артефакты, вызываемые активностью органов *2.*

Электроды 5электрографической установки предназначаются для снятия исследуемой разности потенциалов. В зависимости от назначения электроды бывают различной формы и площади.

Состояние контакта электрод - тело исследуемого человека играет решающую роль в получении высококачественной электрограммы без электродных артефактов. Для получения хорошего электрического контакта между электродом и телом исследуемого человека принимаются меры для уменьшения переходного сопротивления электрод - тело. Фиксация электродов производится весьма тщательно.

Электродные провода *6* соединяют электроды *5* с электрографической установкой. При исследовании электрической активности органов и тканей человека часто бывает необходимо записать количество процессов, превышающее число каналов регистрации электрографической установки. В таких случаях на тело человека накладывается необходимое число электродов *5,* которые с помощью блока переключателей (коммутатора) электродов *7* последовательно подключают к электрографической установке. Переключатели (коммутатор) электродов обеспечивают подключение любого электрода к любому каналу регистрации , части электродов - к своей группе каналов или могут осуществлять определенную, заранее выбранную комбинацию подключения электродов к каналам регистрации с помощью поворота одной ручки.

Неотъемлемой частью электрографической установки является также калибратор напряжения 8,с помощью которого на электрограмму наносится масштаб напряжения для того, чтобы, сравнивая с ним, можно было бы оценить амплитуду бионапряжений.

Масштаб напряжения («калибровка») наносят на электрограмму в начале или в конце исследования, а в некоторых случаях в процессе записи.

Измерение междуэлектродного сопротивления производят с помощью устройства*.* Регистраторы *и* малочувствительны и требуют усиления бионапряжений, осуществляемого с помощью усилителей *10.*

Осциллограф *12* состоит: из 1) регистраторов 11*,* 2) ленты, на которую с их помощью наносится графическое изображение исследуемых процессов, 3) лентопротяжного механизма, обеспечивающего равномерное движение ленты, 4) отметчика времени , наносящего отметки на ленту, и 5) устройства визуального наблюдения за исследуемыми процессами перед записью их на ленте.

Для того чтобы установить реакцию биоэлектрических ответов на стимулы различной физической природы, необходимо на ленту осциллографа *12,* кроме исследуемых процессов и отметок времени, наносить также отметки о подаче раздражений от стимулятора *14.*

Электрографическая установка может быть выполнена из отдельных блоков (блок переключателей электродов 7, усилители бионапряжений *10* и осциллограф *12)* либо представлять собой единую конструкцию, состоящую из перечисленных блоков.

Кривая электрической активности какого-либо органа не всегда отражает патологические изменения, которые могут быть выявлены при визуальном анализе. Часто для их выявления требуется произвести более детальный анализ электрограммы.

Детальный анализ одной кривой электрограммы , проводимый путем измерения амплитуд и длительностей ее зубцов вручную, отнимает много времени, а такой анализ нескольких кривых настолько трудоемок, что является практически неосуществимым. Это и обусловило необходимость создания автоматических анализаторов биоэлектрических процессов, производящих запись результатов анализа на той же электрограмме, на которой записывается и анализируемая биоэлектрическая активность.

Автоматические анализаторы *13* становятся непременной частью электроэнцефалографических и электромиографических установок. Информация, получаемая от электрограмм, в которых зарегистрированы биоэлектрические ответы на дозированные стимулы, оказалась значительно богаче таковой, получаемой от электрограмм , отражающих «спонтанную» активность... Поэтому в комплект электроэнцефалографов и электромиографических установок входят соответствующие стимуляторы *14.*

На электрограмме, кроме исследуемой биоэлектрической активности, регистрируются также напряжения , вызванные источниками помех электрографии *15,* имеющимися в любом лечебном учреждении.

Одним из источников помех является электрическая сеть переменного тока (осветительная или силовая). Создаваемое ею электрическое переменное поле воздействует на тело исследуемого. На электрограмме записывается переменное напряжение помехи, которая, накладываясь на кривую биоэлектрической активности, искажает ее.

Помехи электрографии создаются также переменными магнитными полями, высокочастотными полями и др.

Если в прошлом регистрация биоэлектрических процессов человека производилась только в экранирующей камере (в комнате, обитой металлическими листами или сеткой), исключающей влияние многих видов помех, то теперь такая регистрация производится даже в операционной без применения экранировки.

2.2. Внутренние органы, ткани и кожа как электрические генераторы.

Электрическая активность органов и тканей обладает важной информацией о происходящих в них физиологических и патологических процессах. Для получения этой информации следует зарегистрировать электрическую активность.

Необходимо знать электрические характеристики «генераторов» (органов и тканей), так как без учета этих характеристик невозможно неискаженно зарегистрировать биоэлектрические процессы.

Всякий электрический генератор, в том числе электрически активный орган или ткань, характеризуется следующими параметрами: а) характером изменения ЭДС во времени (диапазоном изменения амплитуд ЭДС , частотным диапазоном и формой); б) внутренним сопротивлением.

Прежде чем рассмотреть эти параметры применительно к органам и тканям, необходимо остановиться на некоторых терминах.

При изучении незатухающих синусоидальных колебаний под их амплитудой понимают наибольшее отклонение колеблющейся величины от среднего значения. Кривые биоэлектрической активности органов и тканей значительно отличаются от синусоиды и поэтому под амплитудой в электрографии условно понимают либо размах колебаний между пиками, либо величину отклонения кривой от средней линии, что, как правило , оговаривают.

Под периодом незатухающих синусоидальных колебаний - *Т* понимают время, в течение которого совершается одно полное колебание; частотой - fназывается число периодов за одну секунду

f = 1/Т (1)

Биоэлектрические процессы можно условно разделить на две группы - квазипериодические (электрическая активность сердца, α=ритм электрической активности мозга) и апериодические (электрическая активность мышц и др.). Но даже в квазипериодических биоэлектрических процессах период не остается неизменным и поэтому под частотой колебаний нужно понимать их среднюю частоту за какое-то определенное время.

Какими же характеристиками обладают ткани и органы человека и животных, если их рассматривать как электрические генераторы?

При возбуждении клетки - элементарного электрического генератора - ее возбужденная часть становится электроотрицательной относительно невозбужденной части и разность потенциалов достигает 50 мв. Клетки в органах и тканях человека и животных соединены параллельно, поэтому суммарная ЭДС возбужденного органа должна была быть того же порядка, что и ЭДС клетки. Однако суммарная электрическая активность клеток, регистрируемая с органа, всегда бывает ниже электрической активности отдельной клетки. Это объясняется тем, что в органе элементарные электрические генераторы - клетки, имеющие относительно большое внутреннее сопротивление, шунтируются сравнительно малым сопротивлением межклеточной жидкости , что приводит к ощутимому снижению разности потенциалов, развиваемой возбужденным органом.

При регистрации биоэлектрической активности мышц и сердца человека с помощью электродов, наложенных на кожу, амплитуда колебаний не превышает единиц милливольт, а амплитуда электрической активности мозга - сотом микровольт.

Таким образом, можно сделать вывод, что амплитуды колебаний бионапряжений весьма малы и составляют тысячные и стотысячные доли вольта.

Некоторые виды биоэлектрической активности тканей и органов являются апериодичными процессами сложной формы (например, электрическая активность мышц). Для того чтобы зарегистрировать эти процессы неискаженно, необходимо, чтобы электрографическая установка обеспечивала запись совершенно определенной полосы частот. Именно в этом смысле говорят, что , например, суммарная биоэлектрическая активность мышцы занимает диапазон частот от 1 до 1000 Гц.

Если учесть, что некоторые биоэлектрические процессы изменяются весьма медленно (кожные потенциалы), а для неискаженного воспроизведения других (электрическая активность одиночного мышечного волокна) требуется регистрация колебаний в десятки тысяч герц, то можно считать, что биоэлектрические процессы человека занимают диапазон от постоянных напряжений и инфранизких до низких частот включительно.

При регистрации биоэлектрических процессов человека, внутренним сопротивлением эквивалентного электрического генератора, например, мышцы, является междуэлектродное сопротивление, включающее в себя сопротивление кожи, ряда других тканей и сопротивление органа, электрическая активность которого регистрируется. Оно зависит от ряда факторов (сила и форма тока, площадь электродов, качество обработки кожи , температура воздуха и др.) и достигает большой величины.

На требования к электрографическим установкам, естественно, влияют характеристики органов и тканей как электрических генераторов. Так, низкая амплитуда биоэлектрических процессов органов и тканей человека ведет к тому, что электрографические установки должны обладать весьма высокой чувствительностью, а их усилители - высоким коэффициентом усиления.

Эти установки должны также обеспечивать неискаженную регистрацию постоянных и медленно меняющихся разностей потенциалов, инфранизких и низкочастотных колебаний потенциалов.

И, наконец, для того чтобы электрограмма, записанная с помощью электродов, наложенных на кожу человека, была тождественна электрической активности исследуемого органа, входное сопротивление установки должно быть во много раз больше, чем междуэлектродное сопротивление.

Электрически активный орган окружен тканями, являющимися объемным проводником. Разность потенциалов, продуцируемая органом, вызывает в окружающих его тканях биотоки, и, следовательно, в последних создаются разности потенциалов, повторяющие все изменения ЭДС электрически активного органа.

Для того чтобы составить себе представление , какие разности потенциалов и потенциалы продуцируют электрически активный орган в окружающих его тканях , необходимо рассмотреть упрощенную модель.

+Б

-А +Б

-А

а б

-А

+Б -А

+Б

в г

Рис.2 Изменение местоположения и величины

вектора диполя АБ во времени.

а-положение диполя и ве6лечина разности потенциалов между полюсами диполя

(длина стрелки) в момент времени t1;б,в и г - то же в моменты времени t2,t3 и t4

соответственно.

Электроды А и Б (рис.2) - два противоположных по знаку , но равных по величине электрических заряда - образуют так называемый диполь. Так как необходимо бывает учесть как величину разности потенциалов между полюсами диполя (в нашем случае между электродами А и Б) , так и положение диполя в пространстве , то символически диполь характеризуется вектором - стрелкой , направленной от отрицательного полюса (электрода) к положительному , величина которой пропорциональна разности потенциалов между полюсами диполя.

Если полюса диполя неподвижны , а разность потенциалов между ними неизменна , то величина и направление вектора мало что дают для характеристики диполя.

Но в том случае , когда меняется во времени величина разности потенциалов диполя и полюса диполя смещаются в пространстве , только вектором можно охарактеризовать эти изменения.

На рис.2 показано изменение положения вектора диполя , состоящего из электродов А и Б , которые вращаются вокруг оси и разность потенциалов между которыми также меняется во времени.

Рассмотренная модель отличается от электрически активного органа, находящегося в окружающих его тканях в следующем:

1. Электрически активный орган продуцируют обычно не постоянные, а переменные разности потенциалов.

2. Среда, которой окружен орган, не может быть названа однородной, а поэтому искажает картину электрического поля вокруг органа.

3. В ряде случаев электрически активные органы не являются неподвижными (например, сердце), т. с. оси *Х-Х* и *У -У* смещаются в пространстве. Несмотря на перечисленные отличия, рассмотренная упрощенная модель позволяет составить представление о характере распределения потенциалов вокруг электрически активного органа. Осуществить униполярное (однополюсное) отведение на теле человека не удается:

1. Невозможно найти линию нулевого потенциала электрической активности исследуемого органа из-за смещения оси *У--У* в пространстве (сердце), а также из-за того, что в некоторых случаях электрически активный орган (например, мышцы) имеет вместо двух полюсов, эквивалентных электродам *А* и Б, рис. 2, множество таких полюсов.

2. На теле человека нельзя найти точку, достаточно удаленную от электрически активного органа, чтобы можно было считать потенциал, создаваемый им в этой точке, равным нулю.

Поэтому было предложено создание искусственной точки нулевого потенциала - «усредненного» общего электрода, получаемого путем соединения вместе (через сопротивления) большого числа электродов, помещенных на теле исследуемого. При этом исходили из предположения, что чем больше число этих электродов, тем ближе к нулю приближается их суммарный потенциал. Для того чтобы соединение электродов вместе (короткое замыкание) не оказывало влияния на распределение электрического поля, электроды присоединяются к обшей точке через большие сопротивления.

Примером такого «усредненного» общего электрода может служить соединение электродов при однополюсном грудном отведении в электрокардиографии : грудной электрод соединяется с одной входной клеммой, а электроды, укрепленные на конечностях, через сопротивления соединяются с другой клеммой электрокардиографа, образуя «усредненный» электрод.

Такой жеспособ получения «усредненного» общего электрода применяется и в электроэнцефалографии. Другая же клемма соединена с «усредненным» электродом, т. е. со всеми остальными электродами через сопротивления , которые берутся много больше междуэлектродных сопротивлений (например, равными 1 Мом).

Разность потенциалов *Е* между избранным нами электродом и остальными вызывает, ток Iв сопротивлении R данного электрода и в остальных сопротивлениях, соединенных параллельно, число которых будет *п--* 1 :

I = E / R + R/n-1 = (n-1/n) (E/R) (2)

На вход электроэнцефалографа подается падение напряжения Евх *с* сопротивления R, соединенного с выбранным электродом (в нашем случае крайний справа):

Eвх = IR = (n-1/n)E (3)

Потенциал усредненного электрода Eо (верхняя клемма электроэнцефалографа), естественно, не равен нулю, а может быть вычислен по следующей формуле:

Eo = E - Eвх = E - (n-1/n)E = E/n (4)

Например , при Е=100 мкв и n=10 , Ео=10 мкв , а Евх=90 мкв. Из формулы (4) видно , что потенциал общей клеммы будет близким нулю лишь при большом числе электродов , равномерно размещенных вокруг области над электрически активным органом.  
При двухполюсном отведении оба электрода являются активными (дифферентными). Место расположения каждого электрода весьма сильно влияет на картину регистрируемой разности потенциалов.

Когда электроды расположены на относительно большом расстоянии от электрически активного органа и расстояние между электродами мало, разность потенциалов между ними практически будет равна нулю, так как изменения потенциалов будут приходить под электроды с одинаковыми амплитудами и фазами.

Примеры регистрации разностей потенциалов, проведенные на модели и иллюстрирующие особенности однополюсного и двухполюсного отведений, были осуществлены Д. И. Меницким (1959).

Детальный анализ позволяет установить расположение полюсов электрически активного органа, а также в какой-то мере судить о месте его локализации.

2.3. Электрическое сопротивление живых тканей.

Электрическое сопротивление тканей играет существенную роль при регистрации биоэлектрических процессов. В некоторых случаях большое междуэлектродное сопротивление может оказаться причиной, искажающей истинный вид исследуемой биоэлектрической активности.

Измерение междуэлектродного сопротивления с помощью внешнего физического генератора электрических синусоидальных колебаний и установление зависимости его величины от различных факторов (сила тока, его частота и др.) нетрудно осуществить для амплитуд тока, составляющих десяток микроампер и больше. Определение величины междуэлектродного сопротивления для токов помех, создаваемых электрическим полем сети переменного тока и составляющих доли микроампера, представляет некоторые трудности.

Измерение же сопротивления междуэлектродной цепи для биотоков прямым путем невозможно, так как нет способа произвольно плавно менять величину амплитуды биотоков и их частоту. Приходится задачу решать следующим способом: а) установить основные закономерности изменения междуэлектродного сопротивления от различных факторов с помощью физического генератора,б) проверить эти закономерности для частных случаев с помощью биотоков.

в) перенести все закономерности, выведенные с помощью физического генератора, на зависимость междуэлектродного сопротивления от различных факторов для биотоков. Такое перенесение закономерностей оказалось возможным, во-первых, потому, что токи физического генератора и биотоки имеют одну и ту же природу, отличаясь только по амплитуде. Во-вторых, оно возможно вследствие того, что закономерности, полученные с помощью физического генератора, были выведены при силе тока, не превышающей порога ощущения, т. е. не сильно изменяющей функциональное состояние тканей. Электрическое сопротивление живых тканей определяется в первую очередь сопротивлением входящих в нее жидкостей, слабо проводящих электрический ток, поэтому прежде чем говорить о сопротивлении живых тканей, необходимо кратко остановиться на сопротивлении электролитов.

Если в электролит поместить электроды и присоединить их к источнику постоянного тока, то ионы, находящиеся ранее в беспорядочном молекулярном движении, как известно, начнут свое организованное движение между электродами, т. е. появится ток через электролит. При подключении источника тока к электродам движение ионов начинается сразу же в объеме междуэлектродного пространства, но скорость движения самих ионов невелика и зависит от природы ионов, температуры раствора, а также от приложенной к электродам разности потенциалов.

Во время протекания электрического тока через электролит ионы из раствора выделяются на электродах. Эта убыль конов пополняется за счет выделения новых ионов при распаде молекул, имеющихся в растворе. Такое явление наблюдается тогда, когда используется неполяризующаяся пара электрод - электролит.

В этом случае сопротивление электролита остается неизмененным во времени и если увеличить силу тока, протекающую через электролит, увеличивая приложенное к электродам напряжение, то сопротивление электролита останется неизменным. Для неполяризующейся пары электрическое сопротивление электролита может быть определено по формуле;

R = ρ l/S

где ρ - удельное сопротивление электролита, *1* - расстояние между электродами и S - площадь электрода.

Если же электроды-электролит составляют поляризующуюся пару, убыль ионов не пополняется и ток текущий через электролит, постепенно ослабевает, а затем прекращается.

Это происходит вследствие того, что во время протекания электрического тока через электролит около электродов или же на их поверхности возникают физико-химические явления, изменяющие сопротивление электролита за счет выделения пузырьков газа на поверхности электродов, а также вызывающие образование на электродах разности потенциалов, обратной по знаку напряжению, приложенному к ним. Эти явления носят название электрической поляризации, а вызванная ею электродвижущая сила - ЭДС поляризации.

Чем интенсивнее происходят поляризационные явления , тем быстрее уменьшается во времени ток и тем быстрее растет сопротивление раствора.

Если кратковременно пропускать постоянный ток I , сила которого будет постепенно увеличиваться (для чего необходимо увеличивать напряжение Е, прилагаемое к электродам), то подсчитанная по закону Ома для каждого случая величина сопротивления электролита R будет уменьшаться с увеличением силы тока I.

Сопротивление живых тканей в основном определяется сопротивлением входящих в них электролитов. Межклеточную жидкость и кровь можно условно считать эквивалентными электролиту - 0,85% раствору хлористого натрия.

При измерении электрического сопротивления живой ткани применяют неполяризующиеся электроды с тем, чтобы исключить поляризационные явления на границе электрод *-* ткань.

Исследования свойств живой ткани при пропускании через нее электрического тока показали, что при этом имеет место явление поляризации, вызванное как физико-химическими свойствами электролитов живой ткани (межклеточная жидкость, кровь и др.), так и наличием тканей, обладающих различным электрическим сопротивлением.

При исследовании зависимости междуэлектродного сопротивления от различных факторов было установлено, что оно зависит от: а) площади электродов, наложенных на живую ткань; б) рода и формы тока, протекающего через ткань; в) силы тока; г) частоты тока; д) температуры воздуха, окружающего исследуемого; е) тщательности обработки кожи исследуемого: ж) места наложения электродов на тело исследуемого; з) времени, прошедшего после наложения электродов на кожу исследуемого, и) свойств электродной жидкости или пасты и др.

Исследования электрического сопротивления живых тканей и кожи с помощью токов физического генератора показали следующее:

1. Сопротивления кожи и подкожных тканей резко отличаются друг от друга по величине. Например, если сопротивление подкожных тканей составляет при прочих равных условиях несколько сот ом, то сопротивление кожи составляет сотни тысяч ом и даже единицы мегом.

Большая величина кожного сопротивления объясняется прежде всего наличием сухого эпителиального слоя эпидермиса (stratum corneum), состоящего из отмерших клеток. Кроме того, секрет сальных желез, покрывающий кожу, также обладает большим сопротивлением электрическому току.

2. Сопротивление междуэлектродной цепи зависит от силы тока, и эта зависимость подобна такой же зависимости сопротивления электролита (рис. 6*,А)* чем меньше сила тока, тем больше сопротивление цепи. Это дает основание полагать, что для биотоков величина сопротивления окажется еще большей.

3. Величина междуэлектродного сопротивления зависит также от частоты синусоидального тока. Чем выше частота тока f, тем ниже полное сопротивление междуэлектродной цепи Z*.* Как первая зависимость R=a(I) ,так и вторая Z=ϕ(f) свидетельствует о том, что полное сопротивлениe живой ткани zнаряду с активным сопротивлением R обладает и реактивным (емкостным) сопротивлением Хс, и, следовательно, емкостью *С.*

Сопротивление R представляет собой омическое сопротивление кожи и электролитов подножных тканей. Емкость С представляет собой суммарную емкость клеток ткани и поляризационную емкость, образующуюся на границе тканей, имеющих различное сопротивление.

4. Сопротивление живых тканей зависит от рода тока: самое большое сопротивление ткани оказывают постоянному току. Для переменного синусоидального тока сопротивление тканей тем выше, чем ниже его частота. Для несинусоидальных токов сопротивление тканей будет зависеть от формы тока. Обычно сопротивление живых тканей измеряется либо на постоянном токе, либо на переменном синусоидальном токе.

5. Чем больше площадь электродов, используемых для измерения, тем ниже   
сопротивление ткани. Этот вывод касается не только случая, когда измеряется тканевое сопротивление, но и случая регистрации биоэлектрических процессов.

6. При измерении тканевого сопротивления с помощью электродов, наложенных на кожу исследуемого, обнаружены стойкие топографические различия в сопротивлении, изморенном на различных частях тела человека, что важно также в случае регистрации биоэлектрических процессов с поверхности кожи человека. Установлено, что наибольшее сопротивление имеет место на конечностях.

7. Сопротивление кожи и подкожных тканей зависит также от температуры воздуха, окружающего исследуемого. С понижением температуры воздуха кровеносные сосуды кожи сужаются, что влечет за собой заметное увеличение тканевого сопротивления.

8. Имеет место значительное снижение междуэлектродного сопротивления во времени (в первые 30 минут) после наложения электродов на кожу исследуемого. Как правило, сопротивление входа усилителя бионапряжений бывает равно 0,5-1 Мом, поэтому необходимо, чтобы междуэлектродное (в основном кожное) сопротивление было бы во много раз меньше входного сопротивления усилителя. При этом условии можно пренебречь падением напряжения биотоков на кожном сопротивлении и читать , что электрографическая установка полностью регистрирует исследуемую биоэлектрическую активность.

Для уменьшения междуэлектродного сопротивления кожу перед регистрацией биоэлектрических процессов для обезжиривания обрабатывают спиртом или эфиром ... Однако это нельзя считать достаточным , так как обезжиривание кожи мало снижает сопротивление рогового слоя эпидермиса. В электрографической практике нашла применение также обработка кожи пастами , содержащими абразивы (например , мелко молотая пемза) , которые снимают роговой слой и значительно снижают междуэлектродное сопротивление.

Технические методы исследования электрической активности сердца больного.

3.1. Электрическая активность сердца

Деятельность сердца, как известно, сопровождается электрической активностью. Возбуждение охватывает сердечную мышцу в определенной последовательности как в пространстве, так и во времени, и этот процесс периодически повторяется. Сердце правомерно рассматривать как суммарный диполь, являющийся результатом взаимодействия большого числа элементарных диполей, которые создают одиночные волокна миокарда.

Электрические поле сердца в момент времени, соответствующий зубцу R. Это поле несколько отличается от электрического поля диполя, помещенного в однородную проводящую среду, но обладает всеми характерными особенностями последнего. При изменении положения полюсов диполя сердца в моменты сердечного цикла, отличные от момента, когда зубец R максимален, направление электрической оси сердца изменяется, что соответствует изменению направления вектора, характеризующего величину и направление суммарного диполя сердца, интегрального диполя. ЭДС, возникающая при возбуждении одиночного мышечного волокна, может быть охарактеризована элементарным вектором. При регистрации ЭДС всего миокарда записывается равнодействующая всех элементарных векторов, носящая название интегрального вектора.

На поверхности тела человека проецируются интегральный вектор и все изменения его величины и направления. Эти изменения регистрируются при наложении двух электродов на тело исследуемого в вило электрокардиограммы, являющейся отражением изменений во времени проекции интегрального вектора на плоскость, проходящую через электроды.

Электрическая активность сердца является почти периодическим процессом изменений биопотенциалов во времени. Электрокардиограмма имеет ряд четко выраженных зубцов, величина амплитуды которых зависит от отведений. Диапазон амплитуд электрической активности сердца лежит в пределах от 0,05 до 2,5-3 мв. Для неискаженной регистрации электрокардиограммы необходимо, чтобы электрокардиограф регистрировал синусоидальные колебания в диапазоне по крайней мере от 0,1 до 100 Гц.

Нижний предел диапазона частот определяется необходимостью регистрировать сегмент S-T, часто представляющий нулевую линию или идущий параллельно ей, и самый «медленный» зубец *Т* с незначительными (практически незаметными) искажениями. Для того чтобы искажения сегмента S-T и зубца *Т* не превышали 0,1 мв, низшая частота регистрируемого электрокардиографом диапазона частот fн должна быть 0,1 Гц. Для того чтобы ошибка не превышала 0,05 мв, необходимо обеспечить низшую частоту fи, равную 0,05 Гц. Выбор столь малой низшей частоты fн, регистрируемого электрокардиографом диапазона частот *(fн=*0,05-0,1 Гц), обусловлен необходимостью исключения фазовых искажений усилителя переменного тока.

Высшая частота fв=100 Гц обусловлена необходимостью практически неискаженно регистрировать наиболее «быстрый» комплекс QRS. Можно представить электрическую активность сердца человека, регистрируемую с кожи, как эквивалентный электрический генератор, продуцирующий напряжение, имеющее форму электрокардиограммы.

Выше приведен диапазон амплитуд и частот напряжения такого генератора.

Последней его характеристикой является внутреннее сопротивление, которому в рассматриваемом случае соответствует междуэлектродное сопротивление.

При электрографических исследованиях и при электрокардиографических в особенности междуэлектродное сопротивление зависит в первую очередь от площади электродов и места их наложения на тело исследуемого.

Так, при использовании конечностных электродов, имеющих большую площадь, междуэлектродное сопротивление может быть равным 1 ком без обработки кожи, а при использовании чашечных электродов малой площади величину междуэлектродного сопротивления 10 ком удается получить Только после тщательной обработки кожи.

3.2. Электроды, способы их крепления и электродные пасты.

В зависимости от цели электрокардиографические исследования можно разделить на четыре группы. На такое же число групп могут быть разделены и электрокардиографические электроды.

К первой группе следует отнести электроды, применяемые при обычном обследовании больного, продолжающееся относительно короткое время (до 30 минут),в течение которого больной должен быть неподвижен. Электроды должны быть удобны для быстрого наложения на тело и легко сниматься с него.

Ко второй группе относятся электроды, применяемые при длительных, непрерывных наблюдениях (визуальных или автоматических) за электрической активностью сердца тяжелобольного. Пни этом количество электродов минимальное, а их площадь-меньшая по сравнению с электродами первой группы.

К третьей группе относятся электроды, используемые для записи электрокардиограммы свободно перемещающегося больного, выполняющего дозированную нагрузку. Для такой регистрации берутся электроды с еще меньшей площадью, чем электроды второй группы.

К четвертой группе относятся электроды, употребляемые для специальных исследований, например при электрокардиотопографии, когда на теле больного накладывается большое число (50) электродов.

Электрокардиографические электроды всех групп выполняются из различных металлов: латуни с покрытиями (например, оловянным), нержавеющей стали , нейзильбера.

Электроды первой группы разделяются на конечностные и грудные. Конечностные электроды выполняются обычно прямоугольной формы, площадью от 6 до 30 см2 и более. Электрод прикрепляется к конечности с помощью резинового бинта с отверстиями, два из которых надеваются на штырь электрода.

Грудные электроды делаются в форме диска площадью от 1 до 7 см2. На груди электрод удерживается либо рукой , либо с помощью резиновой присоски. При кратковременных исследованиях присасывающиеся грудные электроды удобны. Значительная вариабельность площади электродов первой группы объясняется следующим. Электрокардиограмма может быть зарегистрирована с помощью электродов весьма малой площади, например 1 см2, наложенных как на грудь, так и на конечности.

Однако приходится весьма тщательно обрабатывать кожу для снижения междуэлектродного сопротивления. Для уменьшения последнего используются электроды с возможно большей площадью. Этим и объясняются большая площадь конечностных электродов, накладываемых на руки и ноги больного.

Конечности имеют поверхности равного потенциала:место наложения электрода не критично.

На груди эквипотенциальные линии электрической активности сердца расположены густо, а поэтому при помощи электрода большой площади не может быть записана электрокардиограмма в грудных отведениях. В связи с этим площадь грудных электродов относительно небольшая.

Для лучшего контакта электрода с кожей используются специальные электродные пасты или жидкости.

Электроды второй и третьей групп обычно имеют вид чашечек , которые наклеиваются на кожу с помощью клеола или коллодия. Электродная паста накладывается на металлический диск этого электрода и при наложении на кожу заполняет пространство между нею и диском, обеспечивая надежный электрический контакт. Диаметр диска может быть 10-15 мм. К электродам четвертой группы - специальным электродам-должен быть отнесен и пищеводный электрод, вводимый для регистрации электрокардиограммы в пищевод больного. При этом на форму электрокардиограммы резко влияет местоположение электрода в пищеводе.

В электрографической практике предварительную обработку кожи не всегда осуществляют, а так как электрокардиографы не снабжены омметром, измерения между электродного сопротивления обычно не производят.

В то же время в литературе неоднократна указывалось что искажение формы электрокардиограмм имеет место при плохо обработанной коже исследуемого.

3.3. Техника электрокардиографии.

В электрокардиографической практике применяются 3 стандартных, 3 усиленных однополюсных и 6 грудных отведений.

При стандартных отведениях регистрируется проекция интегрального вектора на фронтальную плоскость тела человека. Электроды крепятся на руках и левой ноге, и разность потенциалов между каждой парой электродов подается либо последовательно ко входу одного усилителя электрокардиографа, либо к трем усилителям одновременно.

При стандартных отведениях осуществляется биполярное (двухполюсное) отведение. В случае усиленных однополюсных отведений от конечностей используются униполярные отведения.

При усиленном однополюсном отведении только одна клемма входа электрокардиографа последовательно присоединяется к одной из конечностей, а в это время другие две конечности через сопротивления R составляют усредненный электрод.

При грудных отведениях также осуществляются однополюсные отведения. В электрокардиографах есть устройство-переключатель электродов, осуществляющее программное переключение отведений, производимых всегда в определенной последовательности поворотом одной ручки. Например, при одноканальном электрокардиографе переключение отведений осуществляется в следующей последовательности: I, II,III,aVF,aVR ,aVL, V1, V2, V3,V4, V5, V6.В многоканальном электрокардиографе комбинации отведений зависят от числа каналов.

Электрокардиографические усилители обладают всеми особенностями усилителей бионапряжений (дифференциальный входной каскад и др.). В то время они обычно имеют только плавную регулировку усиления. В усилителе осуществляется также регулировка высших частот, обеспечивающая полную полосу fв=100 Гц и узкую полосу, например fв=*40* Гц, которая необходима для исключения мышечных артефактов.

Электрокардиографические усилители имеют еще одну особенность:при переключении отведений или шевеления больного на вход усилителя подается напряжение помехи большой амплитуды. Для исключения записи помех в электрокардиографическом усилителе предусматривается кнопка успокоения, с помощью которой осуществляется резкое уменьшение постоянной времени элемента межкаскадной связи. Если до нажатия на кнопку постоянная времени элемента межкаскадной связи равна *Т=Rg Cg* , то при нажатии на нее  
замыкаются сопротивления Rд и она будет равна нулю. Так как вход усилителя при этом оказывается закороченным, то он не может усиливать, а регистратор вычертит нулевую линию.

Регистрация в электрокардиографах осуществляется при помощи тепловой записи, записи под копирку, струйной и перьевой записи. Наиболее часто используются тепловая запись и запись под копирку, которые не дают радиальных искажений и удобны в эксплуатации.  
Струйная запись применяется в многоканальных электрокардиографах, которые записывают не только электрокардиограммы, но и фонокардиограммы.

Перьевая запись сопровождается радиальными искажениями, а поэтому последнее время стала применяться ограниченно. По назначению электрокардиографы можно разделить на три группы.

К первой группе относятся электрокардиографы , предназначенные в основном для определения транспортабельности больного. Эти электрокардиографы используют для обследования больного на дому. Они должны быть легкими, удобными при транспортировке.

Электрокардиограф имеет один канал. Высшая частота fв регистрируемого электрокардиографом диапазона для электрокардиографов первого типа равна 60-65 Гц. Такие электрокардиографы в настоящее время выполняются на транзисторах и весят 4-6 кг и меньше.

Вторую группу составляют электрокардиографы,предназначенные для диагностических исследований. Они имеют 3 канала регистрации fв=100 Гц. Количество каналов обеспечивает регистрацию необходимых отведений (стандартных *-* 3, однополюсных усиленных - 3, грудных - 6). Электрокардиографы этой группы наиболее распространены в клинической практике.

Третья группа-это приборы для сложных исследований сердечно - сосудистой системы. Они наряду с тремя электрокардиографическими каналами имеют также каналы для записи тонов сердца, баллистокардиограммы, сфигмограммы и др. В приборах третьей группы для записи тонов сердца и других процессов используется струйная или фотозапись.

ОГЛАВЛЕНИЕ :

1. Предисловие стр.1

1.1. Введение стр.2

2.1. Глава 1 стр.3

2.2. Глава 2 стр.5

2.3. Глава 3 стр.10

3.1. Глава 4 стр.14

3.2. Глава 5 стр.15

3.3. Глава 6 стр.17

Приложение 1 стр.20

Приложение 2 стр.21

Список литературы стр.23

ПРИЛОЖЕНИЕ1

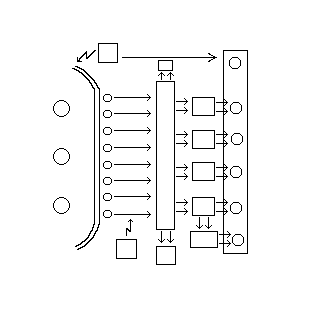


Рис.1. Общая схема регистрации биоэлектрических процессов человека

1-орган,электрическая активность которого исследуется 2-органы,электрическая

активностькоторых регистрируется в виде артефактов 3-соединительные ткани

4-кожа 5-электроды 6-электродные провода 7-блок переключателей электродов

8-калибратор напряжения 9-устройство для измерения междуэлектродного

сопртивления 10-усилители бионапряжений 11-регистраторы 12-осциллограф

13-анализатор электрической активности 14-стимулятор 15-источники помех.

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| 1 | Наименование и обозначение ТС | Одноканальный интерпретирующий электрокардиограф. ELI 50i. |
| 2 | Область применения | Электрокардиография |
| 3 | Год выпуска ТС | 1997г. |
| 4 | Непосредственное функциональное назначение ТС в лечебно-диагности-  ческом процессе. | Определение электрической активности сердца.Возбудимости сократимости и проводимости мышцы сердца. |
| 5 | Область использования в соответствии с реализуемой методикой | Обследование и оценка состояния мышщы сердца |
| 6 | Регистрируемый фактор и его величина | Допустимый выходной сигнал электрода +/- 320мВ |
| 7 | Возможности ТС расширяющие назначение и обеспечивающие преимущества по сравнению с существующими аналогами | Возможность прямого соединения с ПК.Встроенный микропроцессор обеспечивающий автоматическую расшифровку записей. |
| 8 | Оценка медицинских последствий нарушения функционирования ТС во время его применения. | Возможность получения электротравмы при нарушенной целостности корпуса. |
| 9 | Эффекты или явления на которых основан принцип действия ТС | Спсобность мышцы сердца генерировать электрические потенциалы . а тканей проводить их. |
| 10 | Способы и средства отображения и регистрации медико-биологической информации | Термографическая форма записи на теплочувствительной бумаге с сеткой по всей поверхности. Скорость записи 20,50 мм/с. Чувствительность 5,10,20 мм/мВ. |
| 11 | Характеристики энергопотребления | Питание осуществляется от однофазной сети переменного тока напржением 100-120,200-240В (50-60Гц). |
| 12 | Основные составные части ТС | Кабель отведения на 10 отведений, электроды, сетевой кабель,прибор. |
| 13 | Порядок взаимодействия персонала и пациента | Не требует специальной подготовки пациента |
| 14 | Основные габаритные размеры и масса ТС | 2кг,260х180х60мм |
| 15 | Характеристики рабочего цикла | В режиме автономного питания возможна работа в течении 9 часов |
| 16 | Условия эксплуатации | Предназначен для работы в карете скорой помощи |
| 17 | Требования к устойчивости к воздействиям медико-биологической среды | Части аппарата непосредственно контактирующие с пациентом изготовлены из нетоксичных, нейтральных материалов |
| 18 | Требования к медицинскому и техническому персоналу | К работе допускается квалифицированный специалист,техническое обслуживание в специальной мастерской |
| 19 | Как обеспечивается электробезопасность | CEI 62-5 (общие стандарты безопасности медицинского электрооборудования) IEC 601-1 (безопасность медицинского электрооборудования)  класс безопасности 1 тип CF |
| 20 | Условия внешней среды | Диапазон температуры от +5 до +40гр.С влажность до 90% отсутствие конденсации |
| 21 | Срок эксплуатации ТС | Гарантийный срок эксплуатации 3 года |
| 22 | С какими ТС рассматриваемое изделие может работать совместно | С ПК. |
| 23 | Основные технические характеристики | Возможные отведения-12.Входное сопротивление 47МОм.Ослабление синфазного сигнала 130дБ при цифровой обработке до 210дБ.Ток утечки пациента менее 20мА.Ток утечки панели менее 100мА. Цифровая частота выборки 500 замеров/с. |
| 24 | Стоимость рассматриваемого ТС | 4500$. |

Список литературы

1. Воронцов Д.С. Общая электрофизиология. Медгиз. М., 1961.

2. Гуляев П.И., Жуков Е.К. Методы электрофизиологических исследований. изд.ЛГУ. Л.,1948.

3. Дональдсон П. Электронные приборы в биологии и медицине. Изд.иностранной литературы. М., 1963.

4. Водолазский Л.А. Техника клинической электрографии. Медгиз. М., 1952.

5. Водолазский Л.А. Основы техники клинической электрографии. Медицина. М., 1966.

6. Буреш Я. Электрофизиологические методы исследования. Медиина. М., 1973.