

Документ подписан простой электронной подписью
Информация о владельце:
ФИО: Локтионова Оксана Геннадьевна
Должность: проректор по учебной работе
Дата подписания: 31.12.2020 13:36:44
Уникальный программный ключ:
0b817ca911e6668abb13a5d426d39e5f1c11eabbf73e943df4a4851fda56d089

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«Юго-Западный государственный университет»
(ЮЗГУ)

Кафедра «Биомедицинская инженерия»

УТВЕРЖДАЮ

Проректор по учебной работе
О.И. Локтионова

« 31 » 12 2017г.



«ЭЛЕКТРОДЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ»

Методические рекомендации по выполнению практических
работ для студентов направления подготовки 12.03.04
«Биотехнические системы и технологии» (бакалавр)

Курск 2017

УДК 621.(076.1)

Составители: А.А.Кузьмин

Рецензент:

Доктор технических наук, профессор *А.Ф.Рыбочкин*

Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов.: методические рекомендации по выполнению практических работ / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: А.А.Кузьмин. - Курск, 2017. 35 с.: ил.11, табл. 2.

Содержат сведения о составе практических работ. Указывается порядок выполнения практических работ, структура отчета, задания.

Предназначены для студентов направления подготовки 12.03.04 дневной и заочной форм обучения

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать 24.10.17 . Формат 60x84 1/16.
Усл.печ.л. 2,03 Уч.-изд.л. 1,84 Тираж 100 экз. Заказ 1840 Бесплатно.
Юго-Западный государственный университет.
305040, г.Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

Практическое занятие №1
Измерение разницы стандартных электродных потенциалов для металлов.

1. Теоретические сведения

Для анализа электрических процессов, протекающих в биологических тканях удобно представлять исследуемые участки тканей в виде электрических эквивалентных схем замещения, обладающих импедансными свойствами живой ткани в интересующей исследователя частотной области.

На наиболее употребимом в медицинской практике частотном диапазоне - до 10кГц импеданс пассивных биологических тканей носит активно-емкостной характер. Считается, что активные составляющие импеданса характеризуют компоненты тока в жидких тканях-электролитах (кровь, лимфа, межтканевая жидкость и др.), обусловленные переносом зарядов в электрической цепи. Емкостные составляющие связаны с явлением разделения зарядов в многокомпонентных тканях с различной структурой. Построение общей импедансной модели осуществляют, обычно, с использованием импедансных цепочек, составленных из различных комбинаций емкостей и резисторов, так, чтобы для заданного диапазона частот наборы цепочек достаточно точно отражали импедансные свойства исследуемого участка биообъекта. Для анализа этих цепей могут быть использованы различные подходы: метод линейных диаграмм, методы частотных ответов, полюсов и нулей.

Для простейших тканей-электролитов и в достаточно узком диапазоне частот импеданс монотонно падает с ростом частоты, что достаточно точно моделируется цепочкой из параллельно соединенных элементов R и C (рис. 8.1).

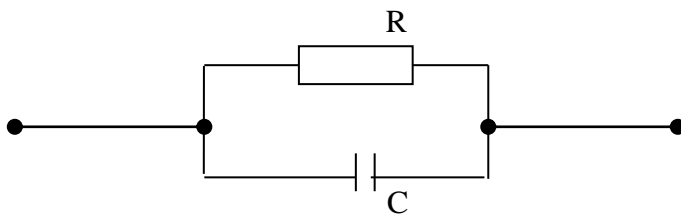


Рис. 8.1. Простейшая модель перехода ткань-электрод

Для мышечной ткани, имеющей многокомпонентную структуру до частот порядка сотен Герц, импеданс слабо зависит от частоты и составляет единицы кОм·см. При дальнейшем увеличении частоты до десятков кГц происходит спад импеданса до сотен Ом·см и далее стабилизируется и не зависит от частоты.

Для костной ткани наблюдается аналогичная зависимость, но абсолютная величина импеданса на порядок выше, а область спада сдвинута в область десятков-сотен килогерц.

Многочисленные теоретические и практические исследования показали, что частотные зависимости импеданса зависят от места расположения электродов, индивидуальных особенностей организма и его состояния и др., однако имеются и некоторые общие закономерности. На низких частотах менее сотен Герц емкостная составляющая мала и основной вклад вносит активная составляющая сопротивления верхних слоев кожи. На частотах более единиц килогерц емкостная составляющая падает, а активная составляющая стремится к постоянному значению, характеризующему свойства глубоко лежащих тканей, имеющих малую постоянную времени релаксации тока и высокую проводимость.

ГРАНИЦА РАЗДЕЛА МЕЖДУ ЭЛЕКТРОДОМ И ЭЛЕКТРОЛИТОМ

Граница раздела между электродом и электролитом схематично представлена на рис. 8.2. Полный ток, проходящий через эту границу от электрода к электролиту, состоит из (1) электронов, движущихся в направлении противоположном направлению тока в электроде, (2) катионов (обо-

значенных C^+), которые движущихся в том же направлении, что и ток, и (3) анионов (обозначенных A^-), движущихся в направлении противоположном току в электролите.

Таблица 8.1. Значение импеданса некоторых биотканей

Условия измерения $I=1.13 \text{ mA}, S_3=5,82 \text{ cm}^2$	Параметры				
	$R_0, \text{ Ом}$	$R_1, \text{ Ом}$	$R_2, \text{ Ом}$	$C_1, \text{ мкФ}$	$C_2, \text{ мкФ}$
Прямая мышца спины на уровне грудных позвонков	0,714	12	0,292	0,011	0,135
Спина, правая лопатка	1,08	14,2	1,928	0,17	0,015
Большая грудная мышца	0,41	18,9	2,265	0,31	0,027
Прямая мышца живота	0,316	15,81	7,86	0,03	0,06
Прямая мышца бедра	1,56	40,5	12,09	0,013	0,01
Икроножная мышца	0,954	12,5	11,14	0,041	0,046

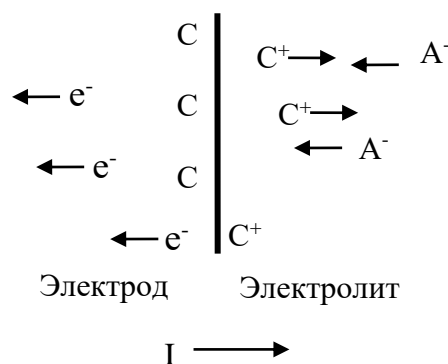
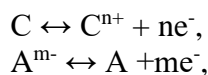


Рис. 8.2. Граница раздела между электродом и электролитом.

Ток пересекает ее слева направо. Электрод состоит из металлических атомов C . Электролит — это жидкий раствор, содержащий катионы электродного металла C^+ и анионы A^- .

Как известно, в электролите нет свободных электронов, а в металлических соединительных проводах отсутствуют свободные катионы и анионы. Чтобы заряд пересек границу между двумя принципиально разными электрическими проводниками, какой-то процесс должен возникнуть на их границе. В действительности, на границе происходят химические реакции, которые могут быть представлены в общем виде следующими уравнениями:



где n — валентность катиона C , а m — это валентность аниона A . Заметим, что в (1) мы предполагаем, что электрод сделан из атомов того же материала что и катионы раствора, и что этот материал электрода может окислиться на границе, приводя к образованию катиона и одного или более свободных электронов. Этот катион переходит из металла в электролит, а электрон остается переносчиком заряда в электроде.

Реакция с анионами представлена уравнением (8.2). В этом случае анион на границе между электродом и электролитом может быть окислен до нейтрального атома, поставляя один или более свободных электронов в электрод.

Заметим, что обе реакции обратимы, так что на каждой границе могут происходить как окислительные, так и восстановительные реакции (идущие в обоих уравнениях справа налево). Эти реакции происходят и тогда, когда суммарный ток через границу между электродом и элект-

тролитом не течет. При этом скорость окисления на границе равна скорости восстановления, так что полная передача заряда через границу равна нулю. Если ток течет от электрода к электролиту, как показано на рис. 8.2, то доминируют реакции окисления. Если ток течет в обратном направлении, то доминируют восстановительные реакции.

Для дальнейшего исследования процессов на границе между электродом и электролитом рассмотрим, что произойдет, если мы поместим кусок металла в раствор, содержащий ионы этого металла. Эти ионы являются катионами, так что раствор должен иметь такое же число анионов, чтобы оставаться электрически нейтральным. Как только металл вступает в контакт с раствором, немедленно начинается реакция, представленная уравнением (8.1). В начале реакция может происходить преимущественно слева направо, или справа налево в зависимости от концентрации катионов в растворе и от условий равновесия для этой реакции. Локальная концентрация катионов в растворе на границе изменяется, что также влияет на концентрацию анионов в этой точке. В результате нейтральность раствора в этой области нарушается. Таким образом, электролит, непосредственно окружающий металл, обладает электрическим потенциалом, отличным от всего остального раствора. Разность этих потенциалов, известная как потенциал полуэлемента (электродный потенциал), определяется видом металла, концентрацией его ионов в растворе, температурой, а также прочими факторами второго порядка. Знание электродного потенциала важно для понимания работы электрохимических электродов.

Разделение зарядов на границе между металлом и электролитом приводит к двойному электрическому слою, внутри которого один тип заряда доминирует на поверхности металла, а противоположный заряд в избытке распределен непосредственно в прилегающем электролите. Такое распределение заряда может влиять на работу электрода.

Электродный потенциал невозможно измерить. Действительно, для создания непрерывной электрической цепи пришлось бы использовать второй электрод (тоже электрохимический). Поскольку этот второй электрод обладает собственным электродным потенциалом, в результате мы получим разность двух электродных потенциалов. В принципе, можно составить таблицу для разности потенциалов всех комбинаций пар электродов, но это не самый эффективный путь. Электрохимики приняли соглашение о том, что потенциал водородного электрода (полуэлемента) при нормальных лабораторных условиях равен нулю. Потенциалы всех других электродов измеряют по отношению к этому стандартному электроду. Измеренные таким образом величины называются стандартными электродными потенциалами.

В табл. 8.2 приведены несколько типичных металлов, используемых при изготовлении электродов, а также значения их стандартных электродных потенциалов. В таблице показаны и соответствующие окислительно-восстановительные реакции, которые протекают на поверхностях этих электродов.

Таблица 8.2.

Стандартные электродные потенциалы для металлов, применяемых в электрохимических электродах, при 25°C

Металл и реакция	Потенциал E° , в
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3e^-$	-1.706
$\text{Zn} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + 2e^-$	-0.763
$\text{Cr} \rightarrow \text{Cr}^{3+} + 3e^-$	-0.744
$\text{Fe} \rightarrow \text{Fe}^{2+} + 2e^-$	-0.409
$\text{Cd} \rightarrow \text{Cd}^{2+} + 2e^-$	-0.401
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2e^-$	-0.230
$\text{Pb} \rightarrow \text{Pb}^{2+} + 2e^-$	-0.126
$\text{H}_2 \rightarrow 2\text{H}^+ + 2e^-$	0.000 по определению
$\text{Ag} + \text{Cl}^- \rightarrow \text{AgCl} + e^-$	+0.223
$2\text{Hg} + 2\text{Cl}^- \rightarrow \text{Hg}_2\text{Cl}_2 + 2e^-$	+0.268
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^{2+} + 2e^-$	+0.340
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^+ + e^-$	+0.522
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^+ + e^-$	+0.799

$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{3+} + 3\text{e}^-$	+1.420
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^+ + \text{e}^-$	+1.680

Электродный потенциал металлов, участвующих в приведенных реакциях, измерен относительно водородного электрода.

С достаточной степенью точности жидкости, входящие в состав организма, можно рассматривать как электролиты, с которыми контактируют соответствующие электроды. При контакте металлического электрода с тканевой жидкостью (электролитом) возникает взаимная диффузия ионов. В результате диффузии положительных ионов металла M^+ в электролит (раствор) на поверхности электрода произойдет накопление отрицательного заряда. Через некоторое время на границе электрод-раствор установится разность потенциалов, препятствующая дальнейшему переходу ионов M^+ в раствор. Образуется состояние динамического равновесия, при котором на электроде одновременно и с одной скоростью идут процессы перехода ионов M^+ из металла в раствор (анодный процесс) и из раствора в металл (катодный процесс). Установившееся значение разности потенциалов φ_p зависит от природы металла M^+ и активности катионов a^+ в растворе. Потенциал отдельного электрода φ_0 определяется в соответствии с уравнением Нернста .

$$\varphi_p = \varphi_0 + (A/n) \cdot \ln(a^+) \quad \text{или}$$

$$\varphi_p = \varphi_p + 2,3 \cdot (A/n) \ln(a^+) \quad (8.3)$$

где φ_0 - стандартный потенциал электрода;

n - число электронов в реакции (валентность иона);

A - константа определяемая выражением $A=RT/F$;

R - универсальная газовая постоянная;

T - абсолютная температура (в расчетах обычно принимают $T=293^\circ\text{K}$);

F - число Фарадея (заряд грамм эквивалента ионов);

$F=9,65 \cdot 10^4$ Кл/моль;

$R=8.32$ Дж/(К·моль).

Стандартный потенциал φ_0 металлического электрода - это ЭДС гальванического элемента, состоящего из искомого электрода и стандартного водородного электрода, помещенных в электролит, где активность ионов металла равна 1. На практике вместо стандартного водородного электрода часто используют так называемые электроды сравнения для которых точно известен потенциал относительно водородного электрода и которые имеют более простую технологию изготовления.

Изготовить электрод из газообразного водорода не представляется возможным, поэтому практически водородный электрод выполняется в виде пластинки из губчатой платины, которая частично погружается в раствор, содержащий ионы водорода H^+ . Через раствор непрерывно пропускают газообразный водород и на электроде (1) происходит реакция



Платина электрода в реакции не участвует и является лишь проводником электронов и носителем водорода, который хорошо адсорбируется на поверхности пластины.

Значение электродных потенциалов различных веществ, отсчитанных относительно водородного электрода, лежат в пределах $\pm 3\text{В}$.

Равновесный потенциал электрода устанавливается в разомкнутой цепи при отсутствии протекания через него электрического тока. Если электрод с установившимися значениями разности потенциалов используется для регистрации биопотенциалов, и его подключить к усилителю, то вместе с полезным сигналом усиливается потенциал, зависящий от электрических реакций. Например, серебряный электрод в контакте с электролитом создает потенциал до $+0.8\text{В}$, что приблизительно в 800 раз больше, чем сигнал электрокардиограммы, снимаемый с помощью надкожного электрода.

При использовании пары электродов, подключаемой ко входам дифференциального усилителя, по схеме показанной на рисунке 9.3, имеет приблизительно соотношение:

$$U_{\text{вых}} = K(\varphi_2 - \varphi_1),$$

то есть равновесные электрохимические потенциалы вычитаются и в идеальном случае (когда используются абсолютно идентичные электроды) стремится к нулю.

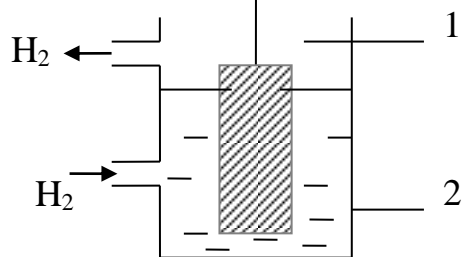
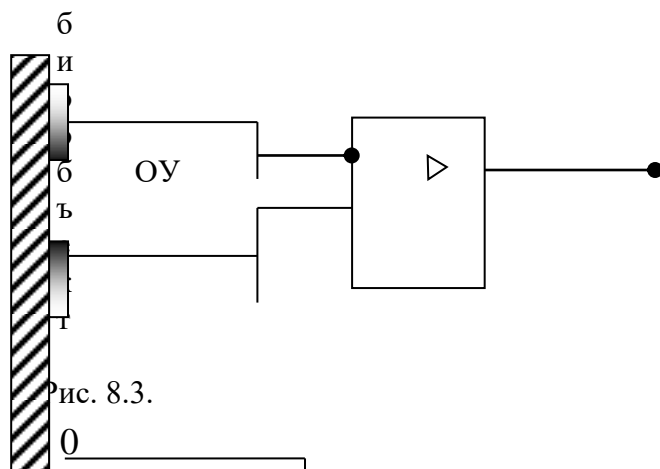


Рис. 8.4/ Водородный электрод:

1. Платиновый электрод.
2. Резервуар с ионами водорода H^+ .

Уменьшаются дифференциальным усилителем и помехи, которые одинаково наводятся в подводящих проводах, подключаемых к инвертирующему и неинвертирующему входам усилителя. Однако в реальных схемах абсолютной идентичности добиться не удастся. Поэтому при регистрации биопотенциалов используют электроды, дающие как можно меньшие значения φ_p , и применяют специальные схемотехнические решения, улучшающие качественные параметры дифференциальных усилительных схем, обеспечивающие гальваническую развязку входных цепей и дополнительную фильтрацию помех.

2. Цель работы

Целью работы является изучение возникновения разности потенциалов при погружении металлов в электролит.

3. Порядок выполнения работы

- 3.1 Погрузить выданные куски металла в электролит.
- 3.2 Замерить полученную разницу потенциалов.
- 3.3 По полученным данным и по таблице стандартных электродных потенциалов сделать вывод о химическом составе электродов.

1. Теоретические сведения

Мы рассмотрели электродный потенциал в том случае, если между электродом и электролитом не протекает электрический ток. Строго говоря, такой потенциал называется равновесным потенциалом полуэлемента (равновесным электродным потенциалом). Если через пару электродов пропустить ток, то измеряемая разность электродных потенциалов может существенно измениться. Эта разность возникает из-за поляризации электрода. Разность между потенциалом электрода, пропускающего через себя электрический ток, и равновесным потенциалом этого же электрода называют перенапряжением электрода. Это перенапряжение возникает по трем основным механизмам, каждый из которых вносит в него свой собственный вклад. Соответственно, перенапряжение разделяют на омическое, концентрационное и активационное.

Омическое перенапряжение является прямым результатом омического сопротивления электролита. При прохождении электрического тока между двумя электродами, погруженными в электролит, в электролите происходит падение напряжения вдоль линии тока. Это падение напряжения пропорционально току и удельному сопротивлению электролита. Следует иметь в виду, что электрическое сопротивление между электродами может зависеть от величины тока. Другими словами, при прохождении тока по электролиту не всегда выполняется закон Ома, так что омическое перенапряжение может зависеть от тока нелинейным образом. Чаще всего эта нелинейность наблюдается в электролитах с малой концентрацией ионов.

Концентрационное перенапряжение возникает из-за изменений в распределении ионов в электролите в окрестности границы между ним и электродом. Вспомним, что равновесный электродный потенциал возникает из-за распределения концентрации ионов на границе между электродом и электролитом, если через нее не течет ток. При этих условиях реакции (8.1) и (8.2) достигают равновесия, так что скорости окисления и восстановления на границе совпадают. Протекающий электрический ток нарушает это равновесие, что приводит к изменениям концентрации ионов около границы. В свою очередь, это изменение смещает электродный потенциал на величину, называемую концентрационным перенапряжением.

Третий механизм поляризации связан с активационным перенапряжением. Процессы переноса заряда в окислительно-восстановительной реакции (8.1) не являются полностью обратимыми. Чтобы окислить атомы металла до катионов, которые могут перейти в раствор, необходимо преодолеть энергетический барьер. Этот барьер (энергия активации) определяет скорость протекания реакции. Обратная реакция, в которой катион восстанавливается и возвращается в электрод из раствора, также требует энергии активации — но она необязательно равна энергии активации окислительной реакции. Если между электродом и электролитом течет электрический ток, то доминирует либо окисление, либо восстановление. Следовательно, уровень энергетического барьера может зависеть от направления тока. Эта разность в энергии активации отражается на величине электродного потенциала, приводя к активационному перенапряжению.

Все три механизма поляризации аддитивны. Таким образом, полное перенапряжение электрода определяется уравнением:

$$V_p = V_r + V_c + V_a, \tag{8.4}$$

где

V_p — полное поляризационное перенапряжение (электрода),

V_r — омическое перенапряжение,

V_c — концентрационное перенапряжение,

V_a — активационное перенапряжение.

Если два электролита с различной концентрацией одного и того же иона разделены мембраной, избирательно проницаемой только для этих ионов, то на мембране возникнет разность потенциалов. Этот потенциал описывается уравнением Нернста:

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln\left(\frac{a_1}{a_2}\right), \quad (8.5)$$

где a_1 и a_2 являются активностями ионов по обе стороны мембраны.

Стандартный электродный потенциал определяется при стандартной температуре. При этом электрод помещается в электролит, содержащий катионы материала электрода с единичной активностью. При изменении активности в результате изменения концентрации, электродный потенциал меняется в соответствии с уравнением Нернста:

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln(a_{c^{n+}}) \quad (8.6)$$

где

E = электродный потенциал,

E^0 = стандартный электродный потенциал,

n = валентность материала электрода,

$a_{c^{n+}}$ = активность катиона $Cn+$.

Наличие границы между электродом и электролитом не является обязательным для существования разности потенциалов. Если привести в контакт два раствора электролита с разными концентрациями и подвижностью ионов, то между ними возникнет разность потенциалов, называемая диффузионным потенциалом. Для растворов одинакового состава, но с разными активностями. эта величина рассчитывается по следующему уравнению:

$$E_j = \frac{\mu_+ - \mu_-}{\mu_+ + \mu_-} \frac{RT}{nF} \ln\left(\frac{a'}{a''}\right) \quad (8.7)$$

Здесь μ_+ и μ_- обозначают подвижности положительных и отрицательных ионов, а a' и a'' являются активностями ионов в соответствующих растворах. Хотя диффузионные потенциалы обычно не столь велики, как электродные потенциалы, они иногда могут достигать десятков милливольт. Например, диффузионный потенциал двух растворов поваренной соли с активностями, отличающимися в 10 раз, обладают разностью потенциалов приблизительно 12 мВ при 25°C. Таким образом, различие в концентрации растворов само по себе ведет к образованию разности потенциалов, сопоставимой с потенциалами некоторых биологических источников. Об этом не следует забывать, применяя реальные электродные системы в биологии и медицине.

2. Цель работы

Целью работы является изучение возникновения поляризации электродов

3. Порядок выполнения работы

3.1 Погрузить выданные электроды в электролит, включить цепь.

3.2 Измерить поляризацию электродов.

3.3 Данные занести в таблицу и сделать выводы.

Практическое занятие №3 Виды электродов и особенности их применения

1. Теоретические сведения

Чтобы измерять и записывать потенциалы и токи живого организма, необходим интерфейс (устройство сопряжения, связи) между телом и электронным измерительным прибором. Функции такого интерфейса выполняют электрохимические электроды, предназначенные для измерения (отведения) биопотенциалов. При любом измерении потенциалов в измерительной цепи течет электрический ток, который в идеальном случае должен быть очень маленьким. Однако на практике этот ток никогда не равен нулю. В связи с этим, электроды должны проводить ток между телом пациента и электрической измерительной цепью.

Для оценки состояния здоровья человека и уровня функционирования отдельных функциональных систем его организма широкое применение находят разнообразные устройства съема измерительной информации различных принципов действия и назначений. Среди них большой класс составляют электроды для регистрации электрофизиологических сигналов - электрокардиограммы, электроэнцефалограммы, электромиограммы и др. Электрические сигналы, снимаемые с помощью электродов, порождены биоэлектрическими процессами, происходящими в органах и тканях человека. Сложность их регистрации определяется малыми амплитудами полезного сигнала, большим уровнем помех, частотный диапазон которых иногда перекрывает частотный диапазон исследуемых сигналов, необходимостью выполнения ряда требований, связанных с размещением электродов на поверхности тела человека и т.п. Эти особенности заставляют предъявлять определенные требования к электродам для биологических исследований, поскольку от их метрологических и медикотехнических характеристик зависит достоверность получаемой информации.

При регистрации биопотенциалов электрод определяется как устройство, имеющее токо-съемную поверхность, контактирующую с биологическим объектом, и выходные элементы.

Различают несколько видов электродов, участвующих в съеме биопотенциалов. Измерительный электрод - электрод, устанавливаемый на анатомическую точку поверхности тела, в которой измеряется биопотенциал. Нулевой (индифферентный) электрод - электрод, контактирующий с таким участком биологического объекта, в котором потенциал электрического поля исследуемого органа стремится к нулю или мало зависит от процессов, протекающих в этом органе. Например, при регистрации электроэнцефалограммы нулевой электрод может быть наложен на мочку уха или переносицу, а при регистрации электрокардиограммы в качестве нулевого электрода может быть выбран электрод, подключаемый к точке соединения всех электродов, которые участвуют в электрокардиографических отведениях. Нейтральный электрод - электрод, не участвующий в съеме биоэлектрического напряжения и подключаемый к нейтральной клемме измерительного прибора.

Электроды могут использоваться и для других целей - подведения к организму человека электрических стимулов, позволяющих оказывать на организм направленные электрические воздействия для управления его состоянием. В этих применениях к электродам предъявляются совсем иные требования. В настоящее время в медицинской практике эксплуатируется большое количество электродов различных типов и назначений, которые могут использоваться как для съема электрофизиологических сигналов (ЭДС, тока, активного, реактивного или комплексного сопротивления), так и для подведения электрических воздействий к различным анатомическим точкам или поверхностям тела.

Особую группу составляют потенциалы, которые зависят в основном от активности ионов водорода.

Существует несколько различных способов классификации электродов. Одним из наиболее общих классификационных признаков для регистрирующих электродов считают вид сигнала контролируемого органа в соответствии с используемым методом исследования, например, электрокардиография (ЭКГ), электромиография (ЭМГ), реоплетизмография (РПГ), электроэнцефалогра-

фия (ЭЭГ), регистрация кожно-гальванического рефлекса (КГР), состояний биологически активных точек (БАТ) и т.д.

С позиций уточнения требований по входным цепям электронных устройств, к которым подключаются электроды, последние можно классифицировать по степени проводимости:

- проводящие (обратимые, пористые, металлические);
- с низкой проводимостью (резистивные, резистивно-емкостные);
- непроводящие (со структурой МДП, емкостные).

Кроме того, в качестве признаков классификации могут выступать способ крепления (на присосках, на прижимах, с помощью пластырей, в виде клипс и прищепок и т.д.), конструктивные особенности и т.д.

Электроды для электрического воздействия можно классифицировать по месту контакта с биообъектом (через кожные, имплантируемые на определенные анатомические места и др.), по конструкции, по силе воздействия и т.д.

Электроды, применяемые для регистрации биопотенциалов, делятся на три основные группы.

К электродам первой группы относятся такие, у которых электродная реакция происходит только между металлом электрода и его катионами, находящимися в растворе (ртутные, серебряные, медные, свинцовые, водородные, платиновые, золотые, никелевые и т. д.). Потенциал электродов первого рода определяют по формуле

$$\varphi_{Me} = \varphi_0_{Me} + (RT/nF) \cdot \ln[Me^+], \quad (8.8)$$

$[M^+] = f \cdot c$, где c - концентрация ионов в г·экв/л или г·моль/л;
 f - коэффициент активности раствора.

Однако большинство чистых металлов быстро окисляются, пассивируются, покрываются оксидной пленкой, приводящей к неконтролируемым флуктуациям потенциала электрода.

Электроды второй группы образуются из металла, его малорастворимой соли и анионов этой соли, концентрация которых определяет потенциал таких электродов (хлорсеребряный, сульфатнортутный, каломельный).

$$\varphi = \varphi_0 \cdot (RT/nF) \cdot \ln[Cl^-] \quad (8.9)$$

Электроды третьей группы (газовые электроды) представляют собой пористые системы (например, платиновая чернь, графит, золото) с газовым наполнением.

Эти электроды достаточно сложны, а их потенциалы зависят не только от активности ионов, но и от парциального давления газа.

Теоретически возможно представить себе существование двух крайних типов электродов: абсолютно поляризуемых и абсолютно неполяризуемых. Эта классификация отражает процессы на границе электрода и электролита, которые связаны с прохождением тока через эту границу. Абсолютно поляризуемые электроды — это те, в которых при наличии тока заряд не пересекает границу раздела, так что протекающий ток является током смещения. В данном примере электрод ведет себя как электрический конденсатор. Абсолютно неполяризуемые электроды — это те, в которых заряды пересекают границу между металлом и раствором, не требуя энергии для такого перемещения. Соответственно, у абсолютно неполяризуемых электродов нет перенапряжения.

На практике не существует подобных идеализированных электродов. В то же время, некоторые реально применяемые электроды приближаются по своим характеристикам к абсолютно поляризуемым или неполяризуемым электродам. Электроды, изготовленные из благородных металлов, таких как платина, наиболее близки по характеристикам к полностью поляризуемым электродам. Из-за того, что металл в таких электродах химически инертен, требуется слишком высокая энергия активации для его окисления и перехода в раствор. Таким образом, ток, который течет между электродом и электролитом, изменяет концентрацию ионов на границе, приводя к концентрационному перенапряжению. По электрическим характеристикам такой электрод весьма похож на конденсатор.

8.4.1. Хлорсеребряный электрод

Хлорсеребряный электрод (Ag/AgCl) широко применяется на практике и может быть легко изготовлен в лабораторных условиях. По своим характеристикам он приближается к абсолютно неполяризуемому электроду. Он принадлежит к тому классу электродов, которые изготавливают из металла, покрытого слоем слаборастворимой соли этого металла с подходящим анионом. Электрод погружается в электролит, содержащий те же анионы в достаточно высокой концентрации.

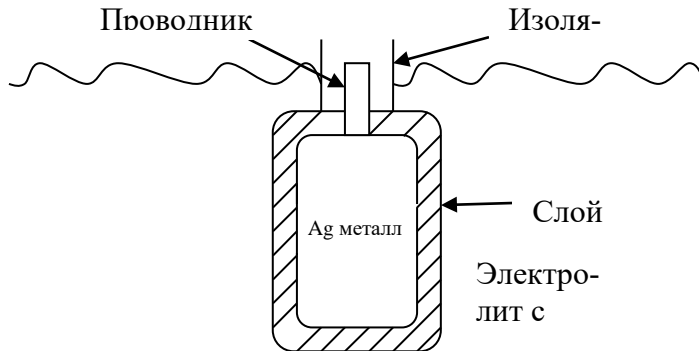


Рис. 8.5. Хлорсеребряный электрод в разрезе.

Структура хлорсеребряного электрода изображена на рис. 2. Основой электрода служит металлическое серебро с припаянным и изолированным соединительным проводом. Снаружи серебро покрыто осажденной солью AgCl. Эта соль малорастворима в воде, поэтому электрод не разрушается со временем. Электрод погружен в электролит, основным анионом в котором является Cl⁻. Для наилучшего результата, раствор электролита должен быть насыщен AgCl, чтобы уменьшить всякую вероятность растворения поверхностной пленки электрода.

Работу хлорсеребряного электрода регулируют две химические реакции. В первой из них происходит окисление атомов серебра на поверхности электрода до ионов серебра в растворе на границе.



Вторая реакция возникает непосредственно после формирования ионов Ag⁺. Эти ионы объединяются с ионами Cl⁻, уже находящимися в растворе, и образуют соль AgCl. Как уже упоминалось выше, AgCl очень слабо растворяется в воде, так что ее большая часть оседает на серебряном электроде, увеличивая на нем запас хлорида серебра. Скорость осаждения хлорида серебра и его возврата в раствор равна константе K_s, известной как произведение растворимости. В условиях равновесия ионные активности ионов Ag⁺ и Cl⁻ должны быть такими, что их произведение равнялось бы этой константе:

$$a_{\text{Ag}^+} \times a_{\text{Cl}^-} = K_s. \quad (8.12)$$

В биологических жидкостях концентрация ионов Cl⁻ сравнительно высока, поэтому их активность несколько ниже единицы. Произведение растворимости для AgCl примерно равно 10⁻¹⁰. Это означает, что если Ag/AgCl — электрод находится в контакте с биологическими жидкостями, активность иона Ag⁺ должна быть очень низкой и примерно того же порядка, что и произведение растворимости.

Мы можем найти электродный потенциал для Ag/AgCl электрода, написав уравнение (8.6) для реакции (8.10):

$$E = E_{Ag}^0 + \frac{RT}{nF} \ln(a_{Ag^+}). \quad (8.13)$$

Используя (8.12), перепишем это уравнение следующим образом:

$$E = E_{Ag}^0 + \frac{RT}{nF} \ln\left(\frac{K_s}{a_{Cl^-}}\right) \quad (8.14)$$

или

$$E = E_{Ag}^0 + \frac{RT}{nF} \ln(K_s) - \frac{RT}{nF} \ln(a_{Cl^-}). \quad (8.15)$$

Первое и второе слагаемое в правой части (8.15) являются константами, и только третий член зависит от ионной активности. В рассматриваемом случае это активность иона Cl⁻, которая сравнительно велика и не связана с окислением Ag из-за протекающего через электрод тока. Электродный потенциал этого электрода, следовательно, достаточно стабилен, если он погружен в электролит, содержащий Cl⁻ в качестве основного аниона (при условии, что активность ионов Cl⁻ остается постоянной). У живых организмов это условие соблюдено, поэтому хлорсеребряный электрод является стабильным интерфейсом при электрических измерениях в биологии и медицине.

Существует несколько способов получения Ag/AgCl - электрода. Два из них особенно важны для биомедицинских электродов: электролитический и синтеровочный.

При электролитическом способе изготавливают электрохимическую ячейку, в которой серебряный электрод, на котором необходимо сформировать слой AgCl, служит анодом, а другой кусок серебра (значительно больший по площади) служит катодом. Электрический элемент напряжением 1.5 В является достаточным источником энергии для проведения гальванического осаждения хлорида серебра на аноде. При этом ток следует пропустить через ограничительное последовательное сопротивление и миллиамперметр, что дает возможность управлять интенсивностью реакции, пропорциональной току.

Реакции (8.10) и (8.11) начинают возникать сразу же после подключения батарейки, и ток скачком вырастает до максимального уровня. С ростом толщины слоя AgCl интенсивность реакции уменьшается, приводя к снижению тока. Теоретически ток должен упасть до нуля, как только вся поверхность серебра покроется его солью. На практике этого никогда не происходит, поскольку ток течет благодаря другим параллельным процессам. Таким образом, реакция может быть остановлена через несколько минут, когда ток достигнет сравнительно стабильного низкого значения (около 10 мкА для большинства биологических электродов).

Второй способ получения хлорсеребряных электродов, полезный для медицинских целей, основан на синтеровочном процессе, в результате которого при спекании металла и его соли формируются компактные гранулированные электроды. Электрод состоит из серебряного проводника, окруженного синтеровочным цилиндром из смеси Ag/AgCl. Этот цилиндр формируется за счет помещения зачищенного проводника в пуансон, заполняемый порошковой смесью Ag и AgCl. Пуансон зажимается дорновым прессом, который формирует гранулу из порошка. Эта гранула извлекается из пуансона и запекается в течение нескольких часов при 400°C. Синтеровочные электроды обладают большей прочностью, чем электроды с электролитически осажденным слоем AgCl. Они допускают многократное применение. Электролитически осажденный слой AgCl имеет

тенденцию к отслоению при механических нагрузках, что обнажает часть металлического Ag, допуская его непосредственный контакт с электролитом.

Хлорид серебра не является хорошим проводником электрического тока. Если порошок, из которого был изготовлен синтеровочный электрод, состоял только из хлорида серебра, то полученный электрод будет иметь слишком высокое сопротивление. Электрохимики обнаружили, что можно увеличить проводимость гранулы хлорида серебра, добавляя в синтеровочный порошок пудру металлического серебра. Количество металлического серебра слишком мало, чтобы обеспечить прямой контакт серебряной проволоки с раствором (это означало бы разрушение электрохимической системы). Между частицами серебра всегда есть частицы хлорида серебра, препятствующие такому контакту. В то же время частицы металлического серебра существенно облегчают току путь через электрод. В действительности; композитный синтеровочный хлорсеребряный электрод весьма похож на своего электролитического двойника. Дело в том, что в реальности осажденный тонкий слой хлорида серебра остается химически чистым только в течение короткого времени после своего образования. Хлорид серебра - это представитель галогенидов, отличающихся светочувствительностью. Свет, падающий на хлорид серебра, восстанавливает катионы серебра до атомов металлического серебра. Таким образом, в действительности электролитически сформированный слой хлорида серебра также содержит частицы чистого серебра. В этом легко убедиться, наблюдая, как быстро этот слой становится темно-серым (чистый хлорид серебра имеет желтый цвет).

Вдобавок к отсутствию поляризации. Ag/AgCl электрод производит меньше специфического низкочастотного шума, чем электроды из чистого серебра. Действительно, электроды с сохраненным слоем AgCl генерируют существенно меньшее шумовое напряжение, чем те же электроды с удаленным слоем AgCl. Основной шум металлических электродов происходит на низких частотах. Соответственно, наибольшие помехи возникают при записи низкочастотных сигналов (например, ЭЭГ).

Каломельные электроды имеют другую конструкцию, но по своим характеристикам они также приближаются к абсолютно неполяризуемым электродам. Эти электроды отличаются особой стабильностью и применяются главным образом как референтные электроды при электрохимических измерениях — например, при измерении pH растворов. Каломельный электрод часто изготавливается в виде стеклянной трубки с пористой стеклянной пробкой и основанием, заполненным пастой хлорида ртути (каломель, Hg_2Cl_2), смешанной с насыщенным раствором хлорида калия (KCl). Подобно AgCl, соль Hg_2Cl_2 малорастворима в воде, так что большая ее часть сохраняется в твердой форме. Слой металлической ртути с проводящей проволокой внутри помещается поверх слоя пасты. Вся конструкция затем помещается в центр большей стеклянной трубки с пористой стеклянной пробкой в основании. Эта трубка наполняется насыщенным раствором KCl, так что слой Hg_2Cl_2 внутренней трубки находится в контакте с электролитом через пористую пробку внутренней трубки. Таким образом получают электрод (полуэлектрод), состоящий из металлической ртути, контактирующей со слоем Hg_2Cl_2 , который в свою очередь контактирует с электролитом, насыщенным KCl. Пористая пробка в основании электродной конструкции используется для осуществления контакта между внутренним раствором KCl и биологическим раствором, в который погружен электрод. Этот контакт может породить диффузионный потенциал (см. выше), который добавится к электродному потенциалу.

Хлорсеребряные электроды могут быть изготовлены подобно вышеописанным каломельным электродам. Их также можно применять при электрохимических измерениях. В этом случае ртуть заменяют серебром, а каломель — хлоридом серебра.

Используя тот же формализм, что и для Ag/AgCl электрода, мы можем показать, что электродный потенциал каломельного электрода зависит от активности ионов Cl^- в растворе KCl. Поскольку раствор KCl в наружной стеклянной трубке является насыщенным, концентрация ионов Cl^- в нем постоянна. Значит, при постоянной температуре электродный потенциал каломельного электрода постоянный. На практике пористый кончик каломельного электрода погружают в биологический раствор. При измерении pH в стеклянный стаканчик погружают два электрода — один каломельный (референтный), а другой — селективный для ионов водорода.

ПОВЕРХНОСТНЫЕ НАКОЖНЫЕ ЭЛЕКТРОДЫ

1. Теоретические сведения

8.5.1. Электроды из пластины металла

Одним из наиболее часто встречающихся типов электродов для измерения биопотенциалов являются электроды, изготовленные из пластины металла. В простейшем случае это просто металлический проводник, находящийся в контакте с кожей. Для установления хорошего электрического контакта обычно используется тампон, пропитанный электролитом или специальный гель, нанесенный на кожу под электродом.

На рис. 8.6 показано несколько типов таких электродов. Один из наиболее часто используемых электродов для кардиографических измерений на конечностях показан на рис. 9(а). Он представляет собой металлическую пластину, изогнутую в виде цилиндрического сегмента. Выходная клемма расположена на внешней стороне вблизи от одного из краев; эта клемма предназначена для подсоединения подводящих проводов от кардиографа. Стойка, расположенная на той же стороне в центре, служит для крепления резиновой ленты, удерживающей электрод на руке или ноге. Такие электроды обычно изготавливают из нейзильбера (сплава серебра и никеля). Перед тем как наложить электрод, его вогнутую поверхность покрывают электролитным гелем. В качестве электродов используют также аналогичным образом изготовленные плоские металлические диски. После прочтения предыдущих разделов этой главы можно было бы ожидать, что в современных кардиографах используются электроды с улучшенными характеристиками. Хотя к этому действительно стремятся, традиционные электроды все еще весьма популярны.

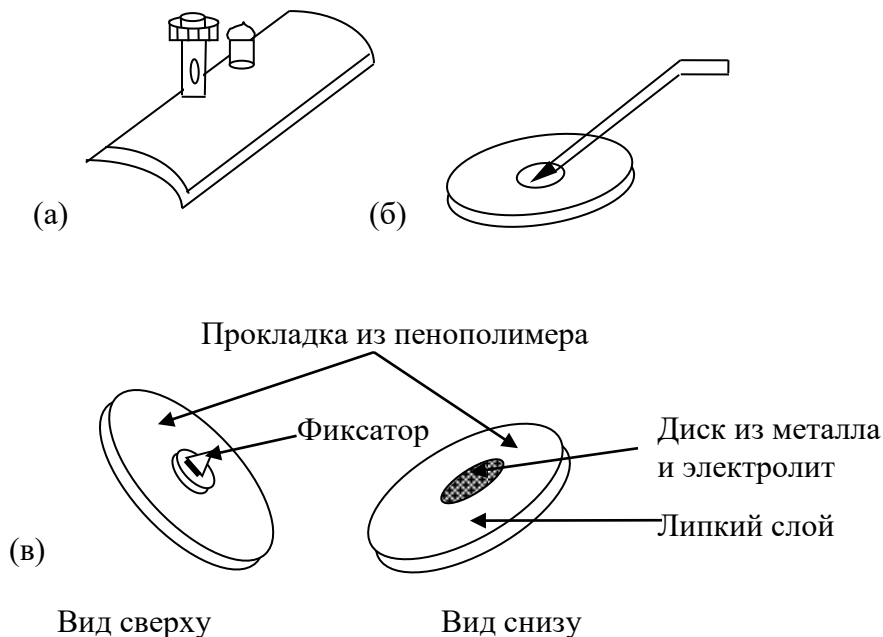


Рис. 8.6. Накожные электроды для измерения биопотенциалов, (а) Электроды из металлической пластины, которые накладываются на конечности, (б) Электроды в виде диска, которые прикрепляются при помощи лейкопластыря, (в) Одноразовые электроды с прокладкой из пенистого полимера, часто используемые при кардиологических измерениях.

Вторым часто используемым типом металлических электродов является дисковый электрод, показанный на рис. 8.6(б). Такие электроды, к тыльной стороне которых приварены или припаяны соединительные провода, могут изготавливаться из различных материалов. Иногда место соединения подводящего провода и электрода покрывается защитным слоем изолирующих

материалов, таких как эпоксидная смола или поливинилхлорид. Подобная конструкция может использоваться в качестве грудного электрода при измерениях ЭКГ или при длительном мониторинге сердечной активности. Электроды для этих целей часто изготавливают из серебряной пластинки, контактную поверхность которой иногда покрывают электролитически нанесенным слоем AgCl. Электрод покрывают электролитным гелем и затем прижимают к грудной клетке пациента. Он удерживается на месте прикрепления при помощи полоски лейкопластыря или с помощью диска из пенистого полимера, с одной стороны покрытого липким слоем.

Такой тип электродов часто используется для регистрации сигналов ЭМГ и ЭЭГ с поверхности тела. Чтобы уменьшить химическое взаимодействие электрода с потом или с гелем, при регистрации ЭМГ обычно используют диски из нержавеющей стали или платины, а также позолоченные электроды. Электроды из этих материалов являются поляризуемыми, поэтому при измерениях, проводимых на активных пациентах, артефакты движения могут стать большой проблемой. Электроды, используемые для регистрации ЭМГ или ЭЭГ, обычно имеют меньший диаметр по сравнению с ЭКГ электродами. Одноразовые дисковые электроды могут быть изготовлены из металлической (в основном серебряной) фольги. Тонкая фольга, из которой делаются такие электроды, позволяет им принимать форму, соответствующую поверхности тела. Кроме того, это позволяет снизить их стоимость.

Экономические соображения неизбежно играют важную роль при выборе материалов или оборудования, используемых для лечения пациентов в больницах. При выборе подходящих электродов для наблюдения за сердечной активностью пациентов врачи все чаще склоняются к одноразовым электродам, предварительно покрытым гелем и имеющим липкую подложку. Такие электроды полностью готовы к применению, и их не нужно мыть после использования. Это сводит к минимуму время, которое тратится на подготовку к применению этих электродов.

На рис. 8.6(в) показан вид часто используемых электродов этого типа. Они представляют собой диск относительно большого диаметра, изготовленного из пенистого полимера, к одной из сторон которого прикреплен посеребренный диск с посеребренной кнопкой (подобной кнопкам на одежде) на одной из сторон. Для подсоединения электрода к прибору используется соединительный провод с соответствующим гнездом разъема, который «защелкивается» на электроде. Служащий электродом посеребренный диск иногда покрывают слоем AgCl. Диск покрыт слоем электролитного геля, а электродная сторона прокладки из пенистого полимера покрыта клейким веществом, которое не вызывает раздражения кожи. С этой же стороны находится защитная оболочка или полоска бумаги. Готовый электрод помещают в упаковку из фольги, для того чтобы вода из геля не испарялась. Для того чтобы такой электрод установить на теле пациента, достаточно лишь очистить участок кожи, на который он будет наложен, открыть упаковку с электродом, удалить с липкого слоя защитный листок бумаги и прижать электрод к коже. Эта процедура выполняется очень быстро и не требует специального обучения тонкостям методики, учитывающим количество геля или способ крепления электрода полосками липкой ленты.

8.5.2. Присасывающиеся электроды

Одним из вариантов металлизированных электродов, который не нуждается в использовании клейкой подложки или в привязывании для того, чтобы удержаться на коже, является присасывающийся электрод, показанный на рис. 8.6. Подобные электроды часто используют в электрокардиологии для грудных отведений, поскольку их легко можно установить в нужных точках. Они состоят из металлического электрода, изготовленного в виде полого цилиндра, основание которого находится в соприкосновении с кожей. На металлическом цилиндре находится соответствующая клемма для соединительного провода, в то время как присасывающаяся резиновая груша расположена на другом конце цилиндра. Электролитный гель наносят на контактную поверхность электрода, резиновую грушу сжимают и электрод прижимают к грудной стенке. Затем резиновую грушу освобождают. Присасываясь к коже, электрод удерживается в нужном месте атмосферным давлением. Такой электрод можно использовать только в течение непродолжительного периода времени, поскольку эффект присасывания может вызывать раздражение кожи. Хотя сам электрод довольно большой, на рис. 8.7 можно видеть, что реальная площадь контакта сравнительно малая.

Из-за этой особенности такие электроды имеют несколько больший импеданс по сравнению с импедансом ЭКГ электродов выполненных из металлической пластины и накладываемых на конечности (рис. 8.6, а).

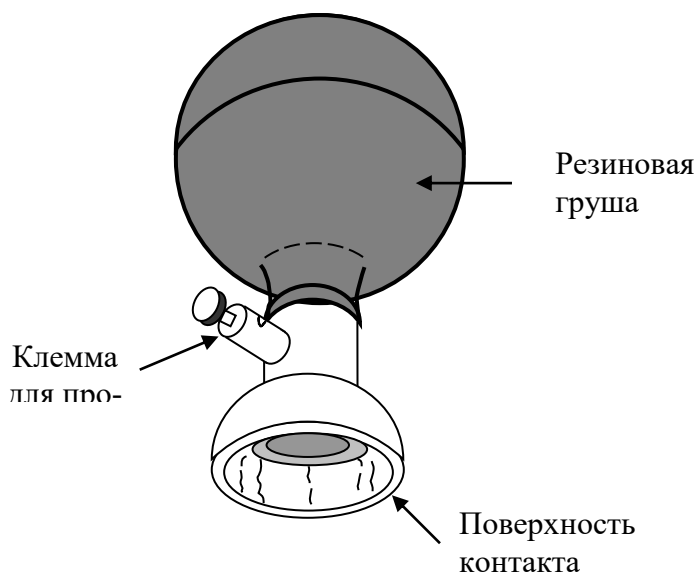


Рис. 8.7. Металлический присасывающийся электрод; Такой электрод часто используют в качестве грудного электрода в клинических электрокардиографах.

8.5.3. Плавающие электроды

В предыдущем разделе мы отмечали, что одной из причин возникновения артефактов движения является двойной слой на поверхности раздела электрод-электролит. Использование неполяризуемых электродов (например, электродов Ag/AgCl) может существенно уменьшить эти артефакты. Однако они по-прежнему могут проявляться, так что имеет смысл предпринять усилия для их уменьшения путем более грамотного механического сопряжения электрода и ткани. Для этой цели предназначены плавающие электроды.

На рис. 8.8 показаны примеры таких электродов. На рис. 8.8(а) изображен плавающий электрод, конструкция которого напоминает шляпу. Внутреннее устройство плавающего электрода можно видеть на поперечном сечении (рис. 8.8, б). Главной конструктивной особенностью таких электродов является углубление металлического диска или другого электродного элемента в специальной полости таким образом, чтобы он не находился в непосредственном контакте с кожей. Вместо этого диск окружается электролитным гелем, заполняющим полость. Эта полость не перемещается относительно металлического диска, так что механическое движение не затрагивает двойной электрический слой. На практике такой электрод заполняется электролитным гелем и затем закрепляется на коже при помощи кольца из двусторонней липкой ленты, как показано на рис. 8.8(б). Сам электродный элемент может быть изготовлен в виде металлического диска, например, из серебра, покрытого слоем AgCl . Вместо металлического диска часто используют таблетку, спрессованную из Ag/AgCl . Оказалось, что такие электроды очень стабильны и поэтому подходят для многих применений.

Поперечное сечение одноразовой модификации плавающего электрода показав о на рис. 8.8,б. Его конструкция включает круглую пластинку из пористого полимера, пропитанного электролитным гелем. Эта пластинка прочно закреплена на металлическом электроде, так что между электродом и кожей создается слой электролитного геля. Поскольку пористая прокладка прочно прикреплена к металлическому диску, содержащийся в ней гель механически неподвижен. Другая поверхность прокладки может перемещаться вместе с кожей, что снижает артефакты движения, которые иногда возникают при сдвиге электролитного геля относительно кожи. Рис. 8.8,б показывает, что можно слегка соскрести обладающий высоким импедансом верхний слой кожи, не повреждая расположенные глубже капиллярные петли и не вызывая кровотечения.

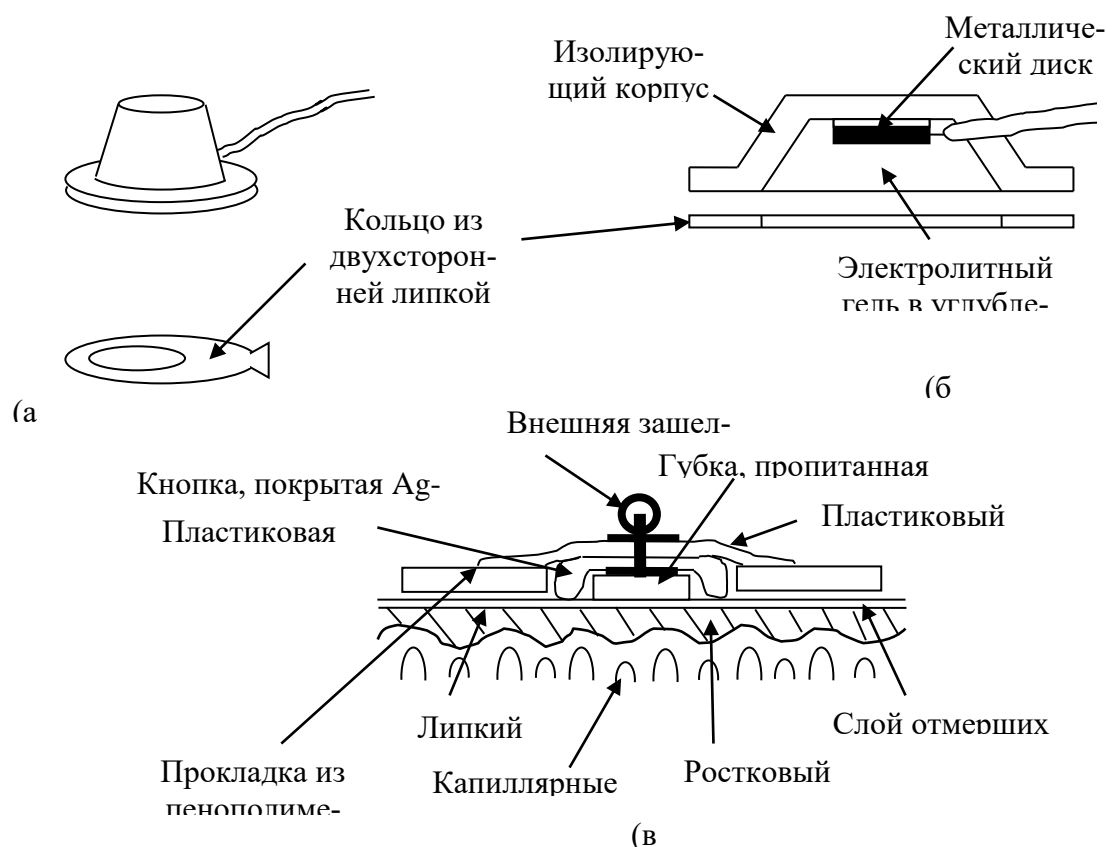


Рис. 8.8. Некоторые типы плавающих металлических электродов для измерения потенциалов на поверхности тела. (а) Утопленный электрод в форме шляпы (цилиндра). (б) Поперечное сечение этого электрода, (в) Поперечное сечение одноразового утопленного электрода, конструкция которого аналогична показанной на рис. 8.6 (в). Углубление в этом электроде образовано за счет прикрепленного к металлическому электроду диска из пенистого полимера, пропитанного электролитным гелем.

8.5.4. Гибкие электроды

Все электроды, описанные до сих пор, являются жесткими и имеют плоскую или изогнутую форму. Однако, поверхность тела не имеет постоянной кривизны. Кроме того, ее кривизна может изменяться при движениях. Жесткие электроды не могут приспособиться к таким изменениям геометрии поверхности тела, что ведет к возникновению дополнительных артефактов движения. Чтобы решить эту проблему были разработаны гибкие электроды, примеры которых изображены на рис. 8.9.

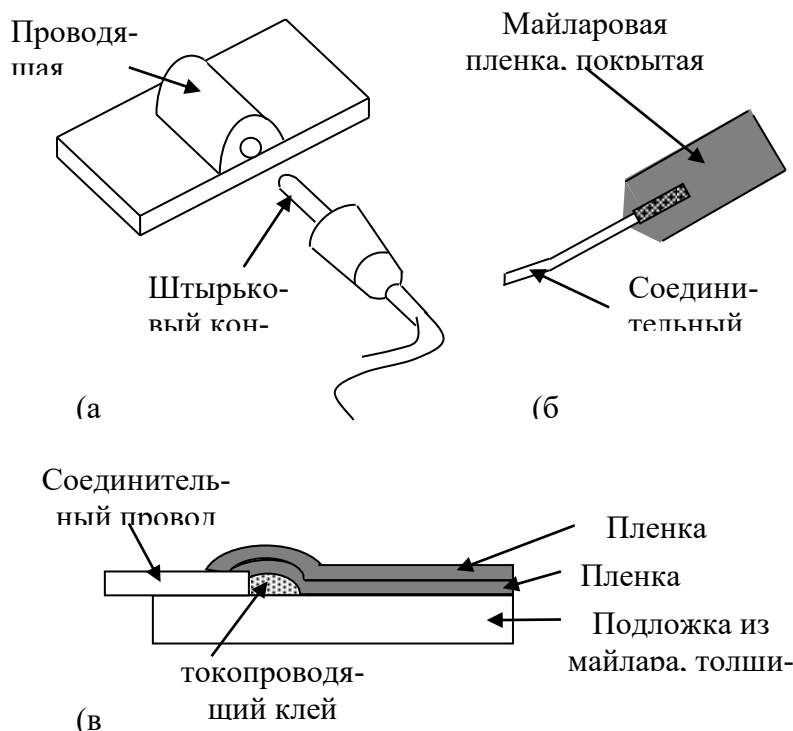


Рис. 8.9. Гибкие электроды для измерения потенциалов на поверхности тела. (а) Электрод, изготовленный из силиконовой резины, содержащей угольные частицы, (б) Гибкий тонкопленочный электрод для новорожденных. (в) Поперечное сечение тонкопленочного электрода, изображенного на рис. (б).

Одним из примеров таких электродов является кибкая ратягиваемая нейлоновая ткань, наполненная частицами серебра. Соединительный провод прикрепляется при помощи эпоксидной смолы. При кратковременных измерениях используется прокладка, пропитанная гелем.

На рис.8.9,а показана ещё одна методика изготовления гибких электродов. Активным элементом в этом случае является тонкая лента или диск, изготовленный из силиконовой резины, содержащей частицы углерода. Штыревой разём вставляется в отверстие для соединения, и этот электрод можно использовать точно таким же образом, как и металлические электроды аналогичного типа.

Гибкие электроды особенно удобны для проведения измерений у недоношенных детей. Электроды для измерения ЭКГ и регистрации дыхания импеданстм методом устанавливаются на грудной клетке таких младенцев, вес которых обычно меньше 2500 г. Обычные электроды непригодны для таких измерений, они не могут принять форму детской грудной клетки и иногда вызывают возникновение серьёзных язв на коже в месте присоединения. Кроме того, их необходимо снимать во время проведения рентгеновских обследований грудной клетки, поскольку металлические электроды непроницаемы для рентгеновских лучей и закрывают от обзора значительную часть грудной полости. Были разработаны гибкие тонкопленочные электроды, специально предназначенные для новорожденных, которые в значительной степени устраняют эти проблемы. Собственно электрод изготовлен из майларовой пленки толщиной приблизительно 13 мкм, на которую нанесены пленки Ag и AgCl, как показано на рис 8.9,б. Конструкция электрода показана в его поперечном сечении (рис. 8.9, в). Гибкий соединительный провод приклеивается к майларовой подложке при помощи токопроводящего клея, затем на это место и на подложку наносится слой серебра толщиной приблизительно 1 мкм. После этого на поверхности серебра создают слой AgCl с помощью электролитического процесса.

В дополнение к тем преимуществам, которые являются следствием гибкости таких электродов и их возможности принимать форму грудной клетки новорождённого, эти электроды являются практически прозрачными для рентгеновских лучей (слой серебра у них достаточно тонкий), так что их не нужно снимать во время рентгеновского обследования грудной клетки. На рентгенограмме можно увидеть лишь соединительный провод. Следовательно, при новом наложе-

нии электрода кожа новорождённого не подвергается дополнительному раздражению, связанному с удалением и прикреплением липкой ленты, при помощи которой электрод удерживается на месте. Было показано, что в детских больницах, в которых используются гибкие тонкоплёночные электроны, значительно уменьшается число случаев раздражения кожи.

Для гибких электродов, которые мы здесь описываем, нужна липкая лента, с помощью которой электрод прикрепляется к коже. Для одновременного решения задачи прикрепления электрода и формирования контакта были разработаны новые типы электролитных гидрогелей в виде гибких желеобразных плёнок. Это вещество имеет такую же липкую поверхность, как и у обычной лианой ленты, которую используют при наложении электродов. Благодаря наличию подвижных ионов, это вещество является также электрическим проводником. Фрагмент такого материала, имеющий такой же размер, как и сам электрод, можно закрепить на его поверхности и использовать для фиксации электрода в нужной точке. Поскольку и электрод, и этот материал являются гибкими, можно установить надёжный контакт электрода с кожей. Недостатком гидрогеля является его относительно высокое, по сравнению с обычно используемым электролитным гелем, электрическое сопротивление. Гидрогели менее эффективно гидратируют сухой эпидермальный слой. Однако, в настоящее время это уже не является проблемой, поскольку современные усилители, используемые вместе с этими электродами, имеют входное сопротивление порядка 10 МОм и выше, что намного больше сопротивления электролитного вещества. Применение таких электродов часто уменьшает артефакты движения.

8.5.5. Внутритканевые электроды

Для регистрации биопотенциалов можно использовать не только накожные, но и внутритканевые электроды, которые размещаются внутри организма. Такие электроды могут использоваться в виде подкожных электродов, у которых сам электрод или соединительный провод проходят через кожу, или в виде внутренних электродов, которые подсоединяются к имплантированной электронной схеме, например, к радиотелеметрическому передатчику. Внутритканевые электроды отличаются от электродов, накладываемых на поверхности тела, поскольку для них нет необходимости бороться с эффектами, возникающими на поверхности электролит—кожа и с соответствующими артефактами, описанными в разделе 5. В противоположность этому, поведение внутритканевых электродов полностью определяется поверхностью раздела электролит—электрод. Для поддержания электрического контакта не требуется использование электролитного геля, поскольку они погружены в межклеточную жидкость.

Существует множество конструкций внутритканевых электродов. Некоторые исследователи, изучающие определенные биоэлектрические явления с помощью внутритканевых электродов, зачастую сами изготавливают электроды для своих специфических задач. В следующих параграфах описываются некоторые из наиболее распространенных типов таких электродов и примеры их использования.

На рис. 8.10 показаны различные типы подкожных игольчатых и проволочных электродов. Типичный игольчатый электрод состоит из прочной острой иглы, которую обычно изготавливают из нержавеющей стали. Сама игла покрывается изолирующей оболочкой, (например, лаком), так что открытым остается лишь самый кончик иглы. Соединительный провод прикрепляется к другому концу иглы, а место соединения закрывается пластмассовой втулкой для защиты. Такой электрод, часто применяемый для регистрации электромиограмм, показан на рис. 8.10(а). Его устанавливают для регистрации ЭМГ определенной мышцы в остром эксперименте, после чего электрод удаляют.

Модификация такого электрода используется для непрерывной регистрации ЭКГ у пациентов во время операции. Эти электроды представляют собой подкожные иглы, сделанные из нержавеющей стали, которые устанавливают в каждой конечности под кожей. Электроды подсоединяются к кардиомонитору с помощью соединительных проводов со специальными разъемами, которые вставляются во втулку иглы. Эти электроды остаются в теле пациента в течение всей хирургической операции. Места их расположения находятся далеко от хирургического поля. Для их установки не нужен электролитный гель.

Экранированный подкожный электрод может быть изготовлен в виде конструкции, показанной на рис. 8.10(б). Он представляет собой тонкую подкожную иглу, в которую по центру канала вставлена тонкая изолированная проволока, а оставшаяся часть заполнена изолирующим материалом, например, эпоксидной смолой. Во время изготовления игла заполняется эпоксидной смолой полностью, после чего делается косой срез центральной проволоки, которая служит активным электродом. Сама игла соединяется с землей через оплетку коаксиального кабеля, так что коаксиальная структура сохраняется до самого кончика иглы.

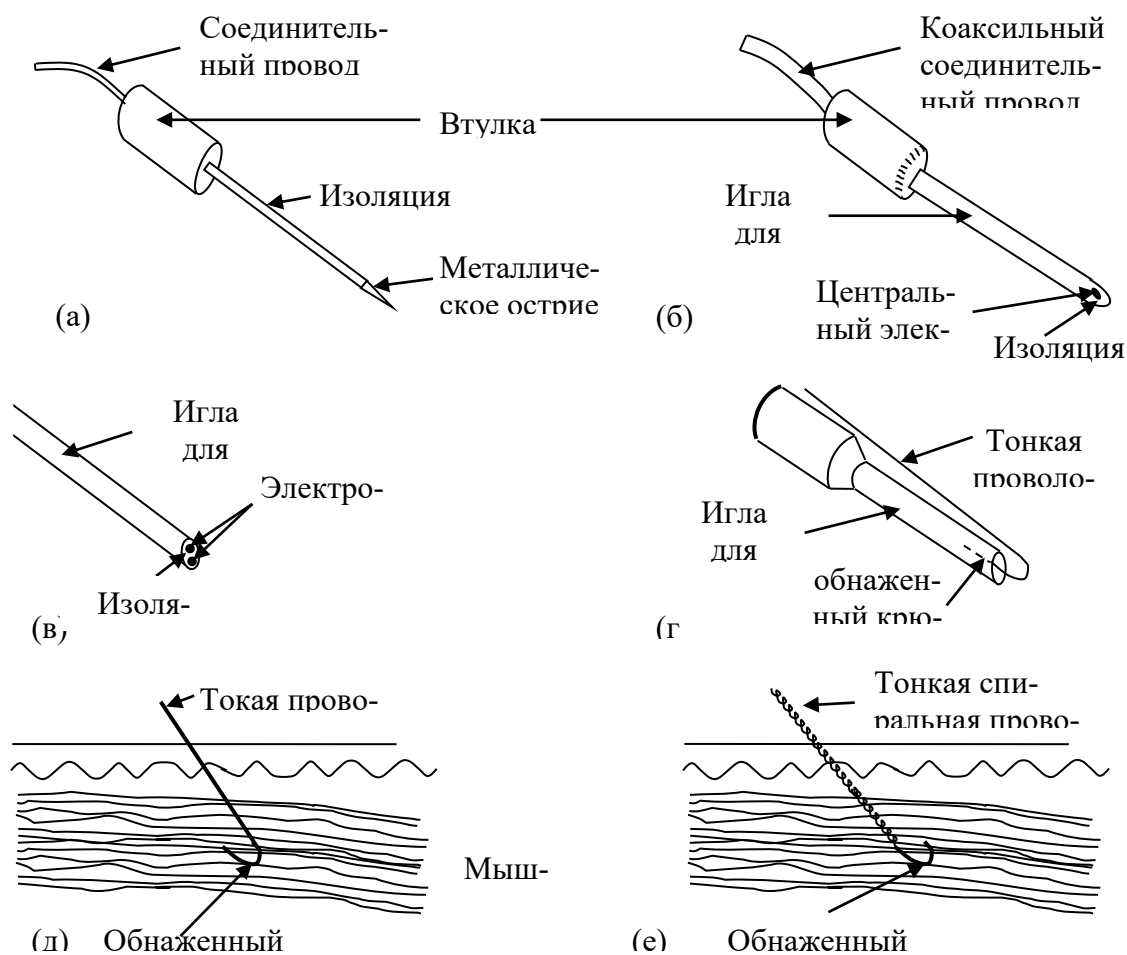


Рис 8.10. Игольчатые и проволочные электроды для подкожных измерений биометрических потенциалов. (а) Изолированный игольчатый электрод. (б) Коаксиальный игольчатый электрод. (в) Биполярный коаксиальный электрод. (г) Электрод из тонкой проволоки, прикреплённый к игле для подкожных инъекций перед его установкой. (д) Поперечное сечение кожи и мышцы со схемой установки тонкого проволочного электрода. (е) Поперечное сечение кожи и мышцы со схемой установки проволочного электрода в форме спирали.

В одной игле можно разместить несколько электродов, как показано на рис 8.10(в). В данном случае в канале иглы размещено две проволоки, которые можно подключить в дифференциальном режиме, что ограничивает область регистрируемой электрической активности до ближайшей окрестности острия электрода.

Вышеописанные игольчатые электроды предназначены для измерений в остром эксперименте или при операции, поскольку их размер и жесткость делает их неудобными для длительной имплантации. Для хронических опытов более подходят подкожные проволочные электроды. Основные конструктивные особенности электродов можно понять при помощи рис. 8.10(г). Тонкая проволока — обычно из нержавеющей стали толщиной от 25 до 125 мкм — полностью изолируется лаком за исключением нескольких миллиметров на конце. Этот неизолированный кончик изги-

бається в виде крючка (J-форма) и размещается в канале иглы, как показано на рис. 8.10(г). Иглой прокалывают кожу и вводят ее на необходимую глубину в нужном месте мышцы. Затем иглу медленно удаляют, оставляя электрод на месте (рис. 13, д). Изогнутый конец проволоки служит в качестве крючка, удерживающего электрод в мышце. Для того чтобы удалить проволоку, необходимо сильнее потянуть, крючок при этом разогнется, после чего проволоку можно легко вытащить.

Проволочные электроды, хронически имплантированные в активную мышцу, подвергаются многократному изгибу, которое иногда приводит к трению проволоки о кожу, что увеличивает раздражение кожи и риск инфекции в этом месте и может даже привести к обрыву проволоки. Для исправления этих дефектов были разработаны электроды в виде винтовой спирали (рис. 8.10, е). Эти электроды изготавливаются из очень тонкой изолированной проволоки, изогнутой в форме плотной спирали диаметром приблизительно 150 мкм, которая размещается внутри канала иглы. Выступающий из иглы неизолированный конец проволоки перед установкой загибают назад вдоль поверхности иглы. Этот крючок удерживает проволоку в нужном месте ткани после того, как игла вынимается из мышцы. Конечно, внешний конец электрода проходит через иглу, которая должна быть удалена, (или, по крайней мере, закреплена), прежде чем электрод будет присоединен к регистрирующему прибору.

Еще одной группой подкожных электродов являются электроды, предназначенные для регистрации сердцебиений у плода. В этом случае желательно иметь возможность регистрации электрокардиограммы плода во время родов путем прямого подсоединения к показавшейся из шейки матки части тела (обычно это голова). Плод окружен амниотической жидкостью, которая содержит ионы и поэтому является проводником. Из-за шунтирующего действия этой жидкости трудно добиться удовлетворительной регистрации ЭКГ с помощью поверхностных электродов. По этой причине электроды для отведения ЭКГ плода должны проникать сквозь его кожу.

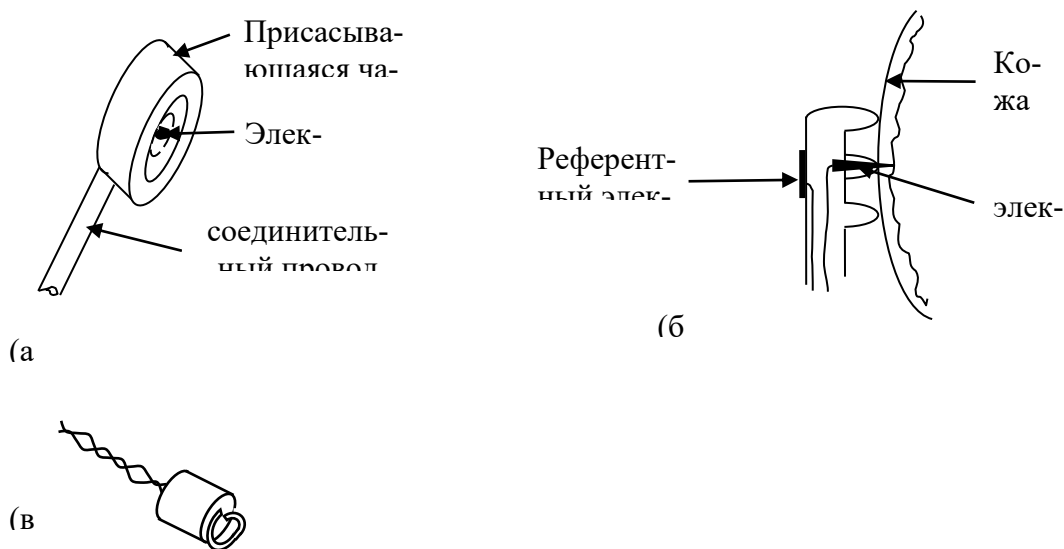


Рис. 8.11. Электроды для регистрации электрокардиограммы у плода во время родов при помощи внутрикожных игл. (а) Присасывающийся электрод. (б) Поперечное сечение присасывающегося электрода во время измерения. Можно видеть, что кончик электрода проник сквозь слой эпидермиса. (в) Спиральный электрод, который прикрепляется к коже плода подобно штопору.

Образец присасывающегося электрода, который позволяет это сделать, показан на рис. 8.11(а). Электрод, имеющий заостренный кончик в центре присасывающейся чашечки, можно наложить на показавшуюся часть плода (рис. 8.11, б). После того, как чашечку устанавливают на коже плода и создают в ней присасывающее разрежение воздуха, этот участок кожи засасывается в чашечку. Смещение кожи приводит к тому, что центральный электрод протыкает роговой слой и касается более глубоких слоев эпидермиса. На тыльной стороне присасывающегося электрода находится референтный электрод, который соприкасается с жидкостью. Таким образом, сигнал, который регистрируется между этими двумя электродами, показывает падение напряжения на со-

противлении рогового слоя. Хотя амниотическая жидкость, покрывающая все тело плода, уравнивает потенциалы всех участков на поверхности тела, потенциалы под роговым слоем различаются, что позволяет надежно регистрировать ЭКГ плода, которая имеет амплитуду порядка 50 — 700 мкВ.

Другим широко используемым типом внутрикожных электродов, используемым для регистрации ЭКГ у плода во время родов, является спиральный электрод. Он представляет собой закрепленную на пластмассовой втулке иглу из нержавеющей стали, которой придана форма, напоминающая один виток спирали (рис. 8.11,в). На тыльной стороне втулки имеется дополнительный референтный электрод из нержавеющей стали. На определенной стадии родов такой электрод может быть прикреплен к показавшейся части плода путем простого вращения, при этом игла электрода проникает под кожу, точно так же, как штопор входит в пробку. Такой электрод прочно закрепляется на теле, причем эта спиральная игла имеет довольно короткую длину, поэтому электрод не может проникнуть глубоко под кожу и не может вызвать серьезного повреждения. Принципы работы этого электрода такие же, как у присасывающегося электрода.