

ОТСТРОЙКА ОТ ВЛИЯНИЯ МУЛЬТИПЛИКАТИВНЫХ ПОМЕХ ПРИ СЪЕМЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ СУХИМИ ЭЛЕКТРОДАМИ

Займолда Ф.К.

Томский политехнический университет, г. Томск

*Научный руководитель: Лежнина И.А., к.т.н., доцент кафедры
физических методов и приборов контроля качества*

Проводится обзор существующих видов датчиков для снятия биопотенциалов сердца. Рассматриваются плюсы и минусы используемых повсеместно видов датчиков и преимущества современных разработок в этой области.

Ключевые слова: датчик, электрокардиография, электрод, помехи.

Электрокардиограмма (ЭКГ) достаточно широко известный метод измерения и анализа функциональных возможностей сердца. Измерение ЭКГ, как правило, делается путем измерения небольших электрических изменений, которые вызваны сердечной мышцей во время каждого сокращения. Это выглядит как небольшой рост напряжения между электродами, которые находятся на коже в области грудной клетки. Электроды обычно либо одноразовые влажные, которые используются в больницах или сухие электроды, которые обычно используют амбулаторные пульсометры.

Различные виды электродов и типы их размещения могут использоваться в зависимости от каждой конкретной ситуации. Вид применения определяет, сколько необходимо электродов. Иногда достаточно два электрода, но для некоторых применений необходимо десять или даже больше. Самое простое измерение ЭКГ может быть сделано с помощью двух электродов, как правило, размещенных на груди пациента, по одному с каждой стороны сердца, где сигнал ЭКГ имеет наибольшую амплитуду. Два электрода достаточно для базовых измерений, таких как измерения сердечбиения. На данный момент, для большинства медицинских целей используется более двух электродов. Другие комбинации пар электродов, помогают "увидеть" сердце с различных углов. Это помогает лучше обнаруживать сердечно-сосудистые отклонения, например, чтобы узнать, в каком регионе сердца произошло то или иное отклонение.

Мокрые электроды

Диагностика пациента, как правило, делается с помощью обычных одноразовых хлорсеребряных (Ag/AgCl) электродов. Эти электроды

обеспечивают отличное качество сигнала для ответственных измерений ЭКГ, но они также обладают некоторыми недостатками. Одним из них является необходимость подготовки кожи, такие как бритье и очистка кожи спиртовыми салфетками перед присоединением. Также влажные электроды могут приводить к раздражению кожи при длительном использовании. Для того чтобы избежать реакции кожи, приходится каждый день менять место их прикрепления.

Необходима также частая замена, потому что гель высыхает во время использования. По большей части из-за используемого геля, эти электроды также могут вызвать аллергические реакции.

Поскольку эти электроды прикрепляются к коже с помощью клейкой поверхности, это может вызывать механическое или химическое раздражение, но главное раздражение может быть вызвано при микро разрыве тонкого слоя кожи при удалении электродов.

Сухие электроды

Электроды, которые работают без геля, клея и не нуждаются в предварительной подготовке кожи называются сухими. Они используются в научно-исследовательской деятельности и во время выполнения физических упражнений в течение длительного времени.

Самая большая проблема сухих электродов артефакты движения, которые значительно выше, чем для влажных электродов. Артефакты движения уменьшаются со временем, так как электрод и кожа под ним становится увлажненной из-за выделения пота после нескольких минут. Пот также работает в качестве электролита и заполняет мелкие поры кожи, что улучшает проводимость.

Существует множество возможных материалов для сухих электродов:

- Жесткие материалы, такие как металлы или керамические пластины,
- Гибкие материалы, такие как резина, пены или ткани

В качестве материала для сухих электродов, пытались использовать многочисленные металлы, такие как нержавеющая сталь, серебро и алюминий. После тестирования некоторые материалы были отклонены, из-за своих свойств. Например, алюминий имеет проблемы, поскольку он окисляется из-за пота при длительном использовании. Многие исследования доказали, что нержавеющую сталь можно считать одним из лучших материалов, не только из-за её производства, но также из-за доступности и цены.

Одной из распространенных проблем жестких электродов является то, что они могут легко скользить по коже, что приводит к потере связи и некоторой наводке между электродами.

Стабильный контакт между электродом и кожей имеет важное значение для всех традиционных электродов. Жесткие электроды страдают от артефактов движения в основном по двум причинам: отсутствие геля и нежелательное движение электродов на коже. Гибкий и мягкий электрод адаптируется к форме тела во время движения и, следовательно, уменьшает артефакты движения. Мягкость и лучшую адгезию, можно получить увеличивая относительную площадь контакта электрода и соответственно уменьшая сопротивление, таким образом, уменьшая артефакты движения.

Гибкие сухие электроды могут быть изготовлены, например, из пенопласта, покрытого проводящим материалом, проводящий резины или проводящего материала, который интегрирован в ткань. Такой материал может быть использован в одежде, например, в спортивных футболках, или это может быть отдельный ремешок с передатчиком. В связи с более сложной структурой с гибкими электродами в отличие от жестких, могут чаще происходить некоторые механические проблемы.

Оба вида электродов страдают от шума, помех и артефактов движения, но частично в различной степени. Сухие электроды более подвержены артефактам движения сразу после начала применения, но когда выделяется пот и заполняет пробел между электродом и кожей, разница между этими видами электродов становится несущественной [3]. Чтобы понять, почему мокрый и сухой электроды ведут себя иначе, необходимо понять причины, которые вызывают шумы, помехи и артефакты движения.

Одна из самых больших проблем обоих датчиков – это сетевые помехи. Это вмешательство приходит из линий электропередач переменного тока и имеет частоту 50 или 60 Гц. Из-за своего источника, эта помеха неизбежно присутствует в любом клиническом применении. Для уменьшения этой помехи используется схема RLD (Right Leg Drive).

Артефакты движения являются результатом двух вещей. Первая – это изменения потенциала кожи во время механической деформации, а вторая изменение механического контакта между электродом и кожей.

Отсутствие стандартных методов измерений в сочетании с изменением импеданса кожи в связи со многими факторами, такими как сезон, время и обстоятельства, делает объективное сравнение различных электродов трудно выполнимым. При сравнении электродов друг с другом, должны быть рассмотрены все измерительные характеристики системы, а не сами электроды. В качестве примера можно привести стандартные усилители, которые сделаны для мокрых

электродов на основе геля и таким образом, не могут быть оптимальными для использования с сухими электродами .

Виды помех при съеме биопотенциалов

Помехи, возникающие при съеме биопотенциалов и их усилении, по способу взаимодействия с полезным сигналом подразделяются на аддитивные и мультипликативные. Аддитивные помехи вносят наибольшую погрешность при электрофизиологических исследованиях. Среди них выделяют следующие основные виды.

Так называемые артефакты, или случайные помехи, вызываемые процессами в самом исследуемом объекте. Их причинами могут быть биоэлектрическая активность органов, не имеющих непосредственного отношения к работе исследуемых органов и тканей, кожно-гальванические рефлексy, нестационарность поляризационных эффектов на электродах и др. Например, в электрокардиографии часто в качестве артефактов выступают сигналы, связанные с активностью скелетных и других групп мышц, которые при биографических исследованиях являются полезными. Артефакты занимают широкую полосу частот. Они могут проявляться как в виде синфазных, так и в виде разностных помех. Инфранизкочастотные синфазные помехи создаются средним уровнем поляризационных потенциалов электродов, среднечастотные и высокочастотные - средним уровнем биоэлектрической активности соседних органов и кожно-гальваническим рефлексом. К разностным относятся составляющие помех за счет электрической активности мышц и соседних органов, неравенства поляризационных потенциалов электродов.

Разностную и синфазную помехи могут создавать также низкочастотные и высокочастотные магнитные поля, пронизывающие контур, образуемый проводами, соединяющими электроды с входной цепью усилителя. Эти помехи являются внешними при регистрации биопотенциалов. К ним в первую очередь относятся синфазные помехи с частотой 50 Гц от электрических полей силовой и осветительной сети, всегда имеющихy в помещениях, где производится регистрация.

Для ослабления влияния синфазной сетевой помехи часто используется специальный нейтральный (индифферентный) электрод, с помощью которого биообъект соединяют с общим, которого биообъект соединяют с общим (заземляющим) проводом. При этом уровень сетевых наводок может быть снижен до величины 50-100 мВ, однако он остается существенно выше уровня полезных сигналов при большинстве видов электрофизиологических исследований. Поэтому усилители биопотенциалов обычно содержат в своем составе

режекторный фильтр сетевой помехи, обеспечивающий подавление в спектре усиливаемых сигналов узкой полосы 47-53 Гц.

Емкостная связь с сетевыми проводами может привести и к появлению разностных помех. Это связано с различием положения электродов и проводов отведений по отношению к источникам помех. Напряжения, наведенные на провода, вызывают токи помех, которые, протекая через электродно-кожные сопротивления, создают на них падения напряжений. При равенстве токов помех и электродно-кожных сопротивлений эти напряжения взаимно компенсируются. Однако всегда имеющаяся несимметрия приводит к появлению разностных помех.

Помимо электрического поля переменного тока источниками помех являются магнитные поля, возникающие при прохождении по проводам и кабелям значительных токов, создаваемые трансформаторами и другими магнитными приборами, электромагнитные поля, сопровождающие работу высокочастотных физиотерапевтических и хирургических аппаратов. Провода отведений образуют виток, в котором электромагнитное поле наводит разностную помеху, величина которой пропорциональна площади витка.

Мультипликативные помехи изменяют параметры контура передачи сигнала, что приводит к случайной модуляции величины полезного сигнала. Применительно к съему биопотенциалов они связаны в основном с изменениями сопротивления электрод-кожа, вызванными внешними раздражителями, высыханием токопроводящих паст или физиологического раствора, электрохимическими процессами на переходах контакта. Мультипликативные помехи носят инфранизкочастотный характер и проявляются при длительных исследованиях.

Электроды оказывают существенное влияние на качество регистрации биосигналов. Несоответствие характеристик электродов требованиям регистрации конкретного сигнала может приводить к артефактам в записях или имитировать неисправности самой регистрирующей аппаратуры. Для своевременного выявления и предотвращения таких случаев необходимо понимание происходящих электрохимических процессов в местах контакта электродов и биологических тканей.

Список информационных источников

1. Meziane, N & Webster, J G & Attari, M & Nimunkar, J. 2013. Dry electrodes for electrocardiography. Date of retrieval 3.10.2013

2. A. Starchak, K.V. Overchuk, A. Porhunov, A. Uvarov, I. Lezhnina Prospects of application capacitive sensors for non-contact electrocardiogram 2014.

3. Зайченко К.В., Жаринов О.О., Кулин А.Н. и др. 2001. Съём и обработка биоэлектрических сигналов

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ И СВОЙСТВ УГЛЕРОДНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ МАТЕРИАЛОВ

Зубрилова М.В.

*Тюменский государственный нефтегазовый университет, г. Тюмень
Научный руководитель: Шабиев Ф.К., к.ф.-м.н., доцент кафедры
физики, методов контроля и диагностики*

Исследование процессов формирования углеродных наноструктур и поиска путей синтеза новых наноструктурированных углеродных материалов является актуальной, современной задачей физики и материаловедения, так как нанометровые размеры структурных элементов этих материалов обуславливают их особые уникальные свойства, которые могут быть широко использованы на практике.

Целью данной работы является разработать упрощенную методику синтеза углеродных нанотрубок.

Для гидротермального синтеза нанотрубок используется графит марки ЭГ-4. Брусочек графита измельчается в порошок, затем порошок нагревается в печи до температуры 500°C, 700°C, 900°C, 1100 °C. После чего образцы извлекаются из печи и мгновенно опускаются в сосуд с дистиллированной водой комнатной температуры, после того, как данная масса приобретает температуру окружающей среды воду сцеживают через бумажный фильтр, а образцы высушивают при температуре 60 °C. Структуру порошка исследуют методом рентгеноструктурного анализа, электронной микроскопии, с помощью модельных исследований.

Результаты рентгеноструктурного исследования представлены на рис.1.

Для поиска отличий в структуре образцов выполняется анализ формы профилей дифракционных максимумов 002 и определяются параметры структуры, исследуемых материалов. Рефлекс 002 для исходного углеродного материала и синтезированных образцов имеет интегральную интенсивность практически не отличающуюся друг от друга (разница составляет 0.05 %), что свидетельствует о том, что количество структурно-упорядоченного углерода приблизительно