

Разработка компактных активных электродов электрокардиограмм и электроэнцефалограмм

Аннотация

Усилительные каскады активных электродов разработаны в программной среде NI «Multisim» и собраны на макетной плате. Сделан вывод о том, что NI «Multisim» позволяет разрабатывать электроды с виртуальными характеристиками, отличающимися от характеристик реальных электродов не более чем на 3 %, что является приемлемым результатом в рамках поставленной задачи.

Введение

Для эффективной диагностики эпилептических и не эпилептических причин заболевания наиболее точным и объективным способом является анализ режима ночного сна с одновременным использованием сигналов электроэнцефалограмм (ЭЭГ) и электрокардиограмм (ЭКГ), а также других параметров [1]. При этом необходимо уменьшать размеры электродов и увеличивать точность преобразования сигнала. Для эффективной реализации поставленной задачи требуются активные электроды. Активные электроды – это датчики на основе хлорсеребряного покрытия (AgCl) с усилителем электрического сигнала с высокой точностью преобразования биоэлектрических сигналов в электрические, не требующие дополнительного усилителя. Усилительные каскады активных электродов

были разработаны в программной среде NI «Multisim» («National Instruments», NI, США) [2], [3] (виртуальные электроды) и были собраны на макетной плате. Были исследованы характеристики активных электродов (включая электроды сравнения, которые конструктивно ничем не отличаются от остальных электродов), сопоставлены с характеристиками виртуальных электродов, и сделан вывод относительно точности преобразования биологических сигналов.

Разработка усилительных каскадов активных электродов ЭКГ и ЭЭГ в среде NI «Multisim»

Для разработки активных электродов были использованы среда NI «Multisim» и микросхемы инструментальных операционных усилителей, характеризующиеся высокой точностью усиления биологических сигналов. Среда NI «Multisim» по-

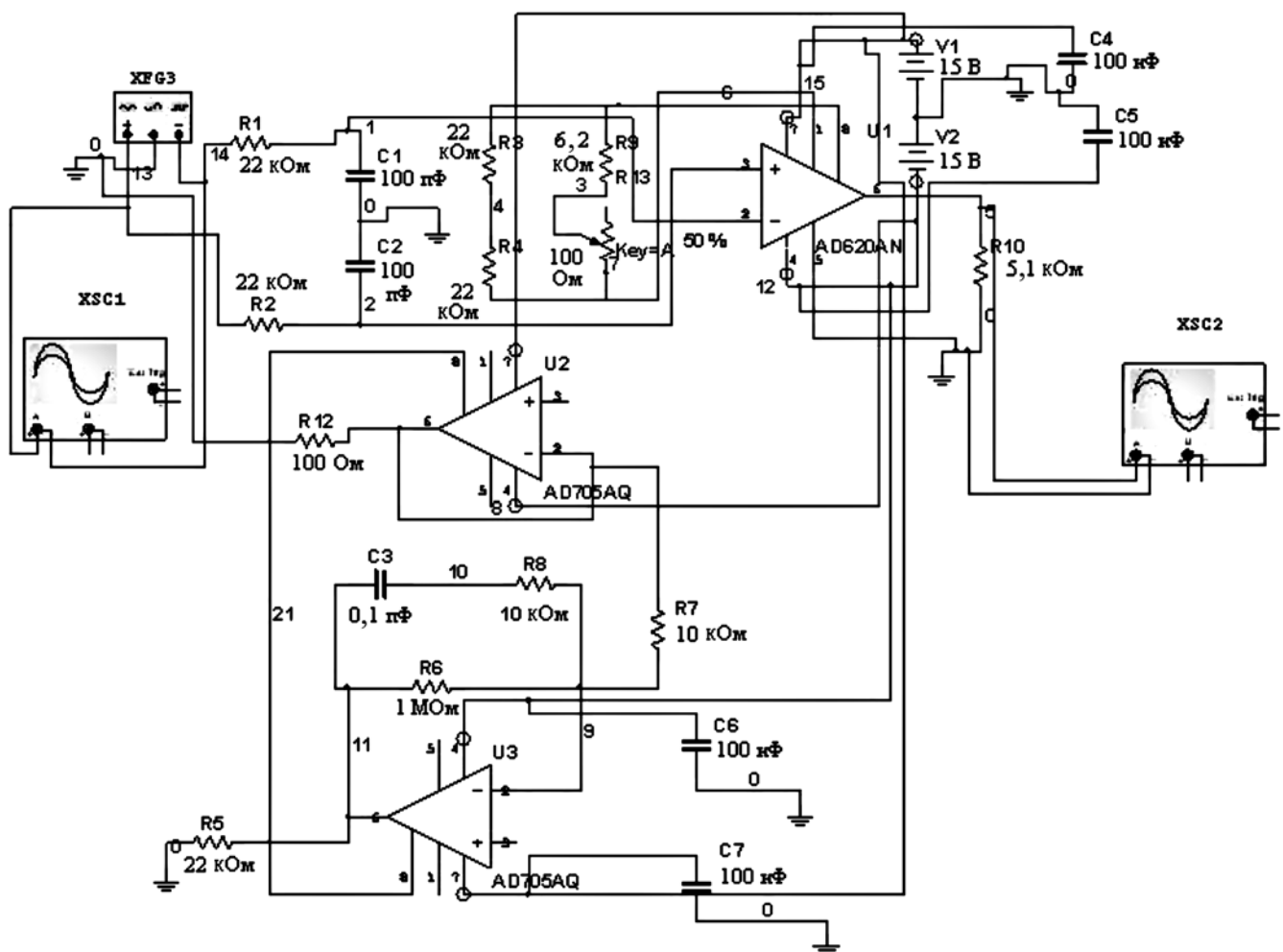


Рис. 1. Активный электрод ЭКГ с коэффициентом усиления $k = 10$ на базе операционных усилителей AD705AQ и AD620AN производства «Analog Devices». Датчик включается вместо генератора стандартных сигналов XFG3 (на рисунке находится в левом верхнем углу)

звolyет в виртуальном режиме разрабатывать и тестировать электронные схемы медицинского назначения на основе инструментальных усилителей различных производителей. Был разработан активный электрод с коэффициентом усиления $k = 10$ на базе операционных усилителей AD705AQ и AD620AN производства «Analog Devices» (США) (рис. 1). Для увеличения точности преобразования биологических сигналов в цепь обратной связи была включена микросхема операционного усилителя OPA237NA производства «Texas Instruments» (США). Микросхемы операционных усилителей предназначены для разработки медицинской аппаратуры.

Также был разработан активный электрод на базе микросхемы инструментального операционного усилителя INA126PA с коэффициентом усиления $k = 89$ (рис. 2). На обоих рисунках XFG3 – генератор стандартных сигналов; XSC1 – осциллограф (их по два для отображения сигнала на входе и

выходе усилительного каскада активного электрода). Осциллографы подключены к входным и выходным цепям схемы.

Первая схема совместно с оборудованием NI «Compact RIO» (США) подходит для комплексных исследований на основе записи биологических сигналов нескольких типов, в первую очередь ЭЭГ и ЭКГ и других методов, например, метода вызванных потенциалов. С использованием данной схемы, например может быть реализован электрод ЭКГ, сигнал с выхода которого должен подаваться на вход предусилителя, в качестве которого удобно применить NI «Compact Rio», снабженный модулем NI-9205 [4]. Вторая схема, за счет выбора сопротивления R_3 (рис. 2) и возможности сочетания нескольких каскадов усиления, обеспечивает достаточно широкий диапазон коэффициента усиления биологического сигнала без потерь точности преобразования и соответственно без применения оборудования NI «Compact Rio». Кроме того, данная схе-

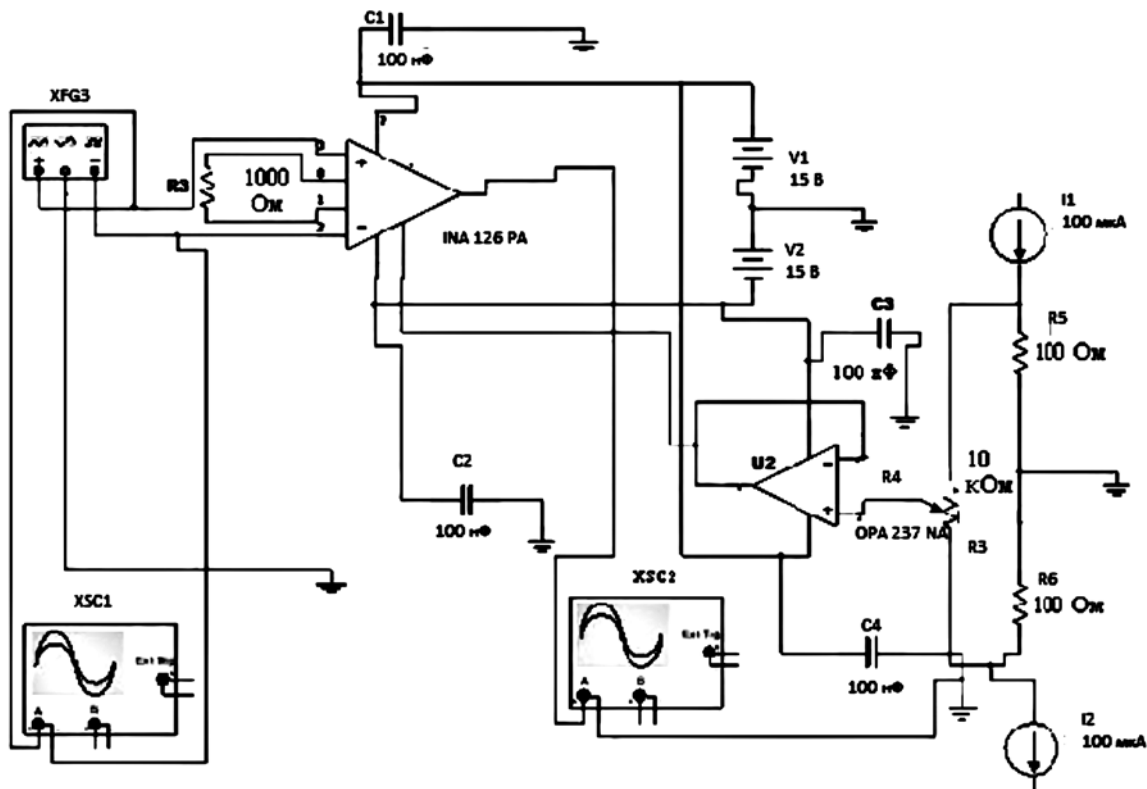


Рис. 2. Активный электрод ЭЭГ с коэффициентом усиления $k = 89$ на базе микросхем инструментального усилителя INA126A и операционного усилителя OPA237NA производства «Texas Instruments». Датчик также включается вместо генератора стандартных сигналов XFG3 (на рисунке находится в левом верхнем углу)

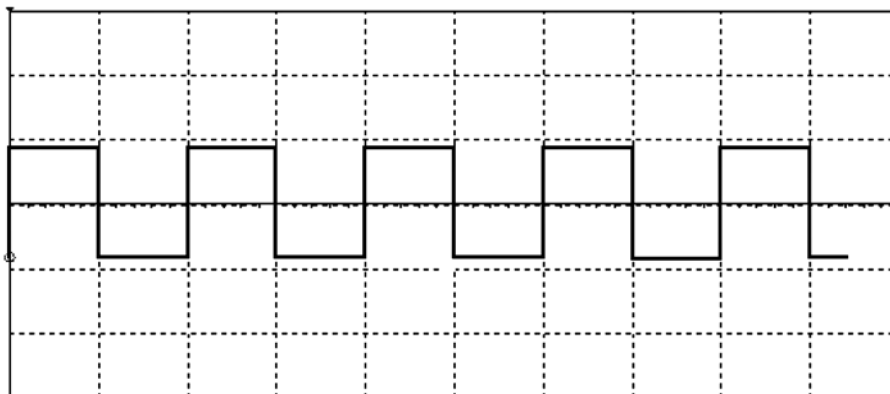


Рис. 3. Тестовый сигнал величиной 9 В, регистрируемый на выходе активного электрода ЭЭГ с коэффициентом усиления $k = 89$

ма за счет применения двух, а не трех микросхем является более компактной по сравнению с первой схемой, что немало важно для практического использования в клинической практике.

Результаты исследования характеристик усилительного каскада активных электродов ЭКГ и ЭЭГ

На вход усилительного каскада виртуального активного электрода подавались тестовые сигналы амплитудой 100 мкВ в виде последовательности прямоугольных импульсов, которые регистрировались на выходе. Амплитуда импульсов на выходе оказалась равна 9 В. Импульсы на входе и выходе имеют практически одинаковые времена нарастания переднего фронта и спада заднего фронта, что говорит о качестве преобразования сигнала (рис. 3).

Далее сопоставлялись коэффициенты усиления, измеренные в «Multisim», с расчетными и практическими значениями. Параметры виртуальных и практических осциллограмм совпали с точностью 3 %.

Выводы

Сделано заключение о том, что NI «Multisim» позволяет разрабатывать электроды с виртуальными характеристиками, отличающимися от характеристик реальных электродов не более чем на 3 %, что является приемлемым результатом в рамках поставленной задачи.

Список литературы:

1. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А.* Функциональная диагностика нервных болезней: руководство для врачей. – М.: Медпресс-Информ, 2013. 488 с.
2. *Хернтер М.Е.* Multisim. Электронное моделирование в Multisim. – М.: ДМК Пресс, 2011. 501 с.
3. *Хернтер М.Е.* Multisim. Современная система компьютерного моделирования и анализа схем электронных устройств. – М.: ДМК Пресс, 2011. 511 с.
4. *Гатауллин А.М., Овчинников А.В.* Применение оборудования «Comract RIO» и программной среды «LabVIEW» для одновременной регистрации и обработки биоэлектрических сигналов различного типа // Медицинская техника. 2017. № 1 (301). С. 48-52.

*Айрат Мухамедович Гатауллин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра РЗА,*

*ФГБОУ ВО «Казанский государственный
энергетический университет»,*

*Александр Витальевич Овчинников,
канд. мед. наук, врач-нейрофизиолог,*

*ЧУЗ «Клиническая больница «РЖД-Медицина»,
г. Казань,*

e-mail: avitov@yandex.ru

Г.Я. Левин, П.А. Шагалова, Э.С. Соколова, А.Н. Поповичева

Измерение деформируемости эритроцитов на основе автоматизированной обработки изображений

Аннотация

Описан новый способ измерения количественных показателей деформируемости эритроцитов путем автоматизированного анализа изображений, полученных с использованием устройства для деформации эритроцитов, позволяющего фиксировать их глютаральдегидом непосредственно в сдвиговом потоке. Способ измерения характеристик деформируемости эритроцитов включает в себя получение изображения с устройства для деформации эритроцитов в сдвиговом потоке и автоматизированный анализ изображения, включающий в себя преобработку, бинаризацию изображения, выделение объектов на изображении и подсчет их количества, аппроксимацию объектов интереса эллипсом. Результатами обработки являются коэффициент деформируемости каждого эритроцита, а также статистические показатели: функция распределения, среднее значение деформируемости, дисперсия, коэффициент асимметрии. Предложенный способ позволяет оценить распределение эритроцитов по деформируемости и тем самым получить дополнительную диагностическую и научную информацию, повысить точность оценки деформируемости эритроцитов.

Введение

Деформируемость – это способность клеток крови изменять свою форму под действием внешних сил. В настоящее время известно несколько способов измерения деформируемости эритроцитов [1]. Это втягивание эритроцитов в микропипетку, растягивание эритроцитов лазерным пинцетом, видеосъемка эритроцитов, деформированных в сдвиговом потоке силами вязкого трения. Однако эти методы являются весьма сложными, трудоемкими и требуют большого времени для измерений и обработки данных.

Одним из наиболее удобных методов измерения деформируемости эритроцитов является лазерная дифрактометрия эритроцитов в сдвиговом потоке (эктацитометрия) [2]. Данный метод основан на наблюдении и анализе дифракционных картин, возникающих при рассеянии лазерного пучка на суспензии эритроцитов, деформированных в сдвиговом потоке силами вязкого трения. Этот наиболее распространенный метод измерения деформируемости эритроцитов имеет принципиаль-

ный недостаток: все параметры деформируемости, которые возможно получить данным способом, связаны не с непосредственным измерением характеристик самих эритроцитов, а с наблюдением и анализом дифракционных картин, возникающих при рассеянии лазерного пучка на суспензии эритроцитов, деформированных в сдвиговом потоке. Кроме относительной точности метода, он обладает и другими недостатками. Известно, что в крови любого человека разные эритроциты обладают различной способностью к деформации. Лазерная дифрактометрия не позволяет судить о деформируемости отдельных эритроцитов, не дает возможности характеризовать степень неравномерности распределения эритроцитов по деформируемости, не позволяет оценить число эритроцитов, коэффициент деформируемости которых находится в определенном диапазоне значений (а также произвести расчет других величин, характеризующих ансамбль эритроцитов).

Все перечисленные параметры можно измерять лишь методом прямого наблюдения за эритроцитами, полученными и зафиксированными в сдвиговом потоке. Этот метод возмож-