

скорректированному набору спектров проводится расчет калибровочных коэффициентов для пересчета в СПЭЯ.

Суть радиометрической калибровки состоит в определении коэффициентов k , b линейной зависимости значения СПЭЯ y от значения отсчета АЦП в канале детектора x :

$$y = kx + b.$$

Значения СПЭЯ для фотометрической сферы комплекса «Камея» калиброваны методом переноса единицы яркости и известны с точностью около 1% в интересующем диапазоне работы спектрометра ССП-600Н 350–1050 нм (рис. 3).

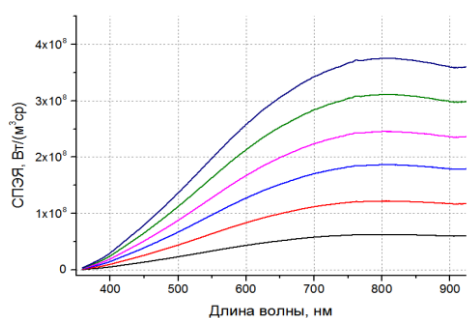


Рисунок 3 – Распределение абсолютных значений СПЭЯ для 6-ти градаций яркости фотометрической сферы комплекса «Камея»

Проведя коррекцию второго порядка для натурального спектра и применив калибровочные коэффициенты, рассчитанные на предыдущем этапе, получим итоговый спектр в единицах абсолютной СПЭЯ. На рис. 4 представлен результат подобного расчета, а также спектр с фильтром КС-10 ϵ), который был рассчитан с использованием калибровочных коэффициентов для

случая с фильтром (фотометрическая сфера также измерялась с фильтром).

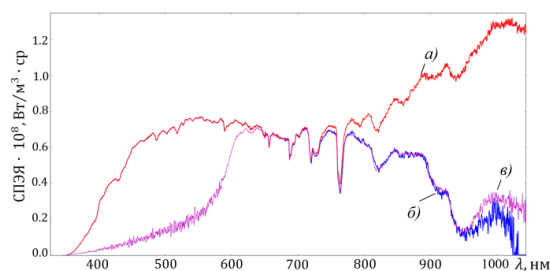


Рисунок 4 – Результаты коррекции дифракции II порядка для спектра песка:
а – исходный спектр; б – спектр с коррекцией;
е – спектр с фильтром КС-10.

Из анализа результатов, представленных на рисунке 4, можно сделать вывод о значительном улучшении качества расчета спектральных данных в единицах СПЭЯ в диапазоне 750–1050 нм с применением алгоритма коррекции второго порядка по сравнению с методом калибровки без использования данного алгоритма. Нужно отметить, что преимущества алгоритма коррекции проявляются тем сильнее, чем больше интенсивность сигнала области спектра, находящейся в диапазоне первого порядка (350–550 нм), так как в этом случае, соответственно, больше вклад второго порядка.

Литература

1. Бручковская, С.И., Литвинович, Г.С., Бручковский, И.И., Катковский, Л.В. Алгоритм коррекции дифракции второго порядка в спектрометре с вогнутой дифракционной решеткой / С.И. Бручковская [и др.] // Журнал прикладной спектроскопии. – 2019. – № 4. – С. 620–627.
2. Bruchkouskaya, S.I., Litvinovich, G.S., Bruchkousky, I.I. et al. J Appl Spectrosc (2019). DOI: 10.1007/s10812-019-00877-3.

УДК 617.57: 53.082.9

ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ И АНАЛИЗА СИГНАЛОВ В БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОТЕЗАХ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Варданесян К.А., Вонсевич К.П.

Национальный технический университет
Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»
Киев, Украина

Человеческая рука является сложным биологическим механизмом, который способен выполнять большое количество движений и повседневных манипуляций. Как следствие, потеря естественной конечности приводит к значительному усложнению жизнедеятельности пациентов и их социальной стигматизации. Косметические протезы способны компенсировать только визуальное сходство искусственной руки, но не обеспечивают функциональных возможностей настоящей

конечности. В то же время, мультифункциональные биоэлектрические протезы, исследования работы которых продолжается уже более 70 лет [1], часто способны воспроизвести целый набор движений руки и отдельные элементы ее естественной сенсорики. На сегодня актуальными в разработке есть протезные устройства, имеющие значительное количество степеней свободы и руководствуются при этом непосредственно, биологическими сигналами тела пользователя. Однако, практическая реализация таких требований

приводит к усложнению системы управления биоэлектрических протезов и возникновения дополнительных критериев относительно модулей регистрации и анализа биологических сигналов.

В сфере протезирования выделяют отдельные методы регистрации биосигналов, общая классификация которых показана на рис. 1.



Рисунок 1 – Общая классификация основных методов регистрации биологических сигналов

Неинвазивные методы регистрации делят на контактные неинвазивные методы и бесконтактные. Одним из самых популярных методов контактной регистрации биологических сигналов верхних конечностей пациента является метод Человеческая рука является сложным биологическим механизмом, который способен выполнять большое количество движений и повседневных манипуляций. Как следствие, потеря естественной конечности приводит к значительному усложнению жизнедеятельности пациентов и их социальной стигматизации. Косметические протезы способны компенсировать только визуальное сходство искусственной руки, но не обеспечивают функциональных возможностей настоящей конечности. В то же время, мультифункциональные биоэлектрические протезы, исследования работы которых продолжается уже более 70 лет [1], часто способны воспроизвести целый набор движений руки и отдельные элементы ее естественной сенсорики. На сегодня актуальными в разработке есть протезные устройства, имеющие значительное количество степеней свободы и руководствуются при этом непосредственно, биологическими сигналами тела пользователя. Однако, практическая реализация таких требований приводит к усложнению системы управления биоэлектрических протезов и возникновения дополнительных критериев относительно модулей регистрации и анализа биологических сигналов.

Результирующий график и количество показателей измеренного сигнала при этом зависят от количества рабочих каналов измерительного прибора – электромиографа. Данный метод является неинвазивным и удобным в использовании [1] в том числе и для длительных измерений сигнала при имплементации в систему биоэлектрического протеза. В случае лабораторных исследований, в

качестве сенсоров для измерения пЭМГ, в большинстве случаев, используют одноразовые гибкие текстильные электроды. В случае же стационарного применения электромиографа в составе биоэлектрического протеза, более удобным является использование многоразовых металлизированных электродов. Кроме того, с целью увеличения точности дальнейшего анализа измеренных ЭМГ сигналов, иногда разработчики используют также целые матрицы HD EMG (High Definition EMG) электродов, имеющих высокое разрешение, и обеспечивают многоканальность измерительных модулей биологического протеза [1].

Возникновение потенциала на поверхности кожи человека позволяет проводить определение уровня сигналов и с помощью бесконтактных неинвазивных методов измерения электрического поля. Для этого используют так называемые EPIC (Electric Potential Integrated Circuit) приборы или электрометры, представляющие собой микросхему с датчиком для измерения электрического поля, в которых электрод защищен слоем диэлектрика для изоляции [1]. Такие датчики способны проводить дистанционные измерения показателей как ЭМГ, так и ЭОГ, ЭЭГ итп сигналов.

Среди инвазивных методов измерения биологических сигналов в сфере протезирования в частности применяют те, что способны обеспечить полный контроль над протезом, путем анализа импульсов с моторной коры головного мозга. Точными средствами для построения такого интерфейса является вживленные хирургическим путем непосредственно в мозг микроэлектроды. Этот метод организации модулей управления биоэлектрических протезов является одним из самых точных, однако, но имеет ряд серьезных рисков. В частности, высокий уровень возможности повреждения используемой зоны мозга, в результате хирургических действий. Неприятия организмом структуры вживленных микроэлектродов, а также возможность неконтролируемого снижения уровня сигнала вследствие нехватки специальных методов изоляции [1]. Среди инвазивных методов измерения сигналов исследователи выделяют: метод электрокортикографии (ЭКоГ) и метод глубокой электроэнцефалографии (иЭЭГ). При этом, ЭКоГ измеряется при подключении микроэлектродов к поверхности коры головного мозга, в то время как иЭЭГ путем взаимодействия с глубокими зонами мозга. Стоит отметить, что метод ЭКоГ позволяет детектировать даже микро-изменения регистрируемых напряжений, получая при этом сигналы даже с небольших групп нейронов.

В общем случае измеренный сигнал мышечной активности, зарегистрирован измерительном ЭМГ-сенсоре во время выполнения определенного вида движения конечности, представляет собой функцию изменения напряжения от времени.

Перед дальнейшим анализом характеристик миоэлектрических сигналов, опционально, с целью их подавления помех полученных в процессе измерения сигнала полученной функции может применяться процесс фильтрации сигнала с помощью электронных фильтров, таких как фильтры Баттерворта, Чебышева или Бесселя. Анализ измеренного сигнала производится на основе расчета набора определенных характеристик, среди которых выделяют временные, частотные, частотно-временные, а также вейвлет-характеристики [2]. На последнем этапе превращений биологического сигнала в импульс управления биоэлектрического протеза, рассчитанный набор характеристик измеренного сигнала классифицируется с помощью одного из статистических методов машинного обучения. Результатом такой классификации обычно является определение точного вида движения конечности, который совершил пациент в процессе измерения сигнала, и как следствие - приведение в действие соответствующих механизмов протезного устройства, позволяющие в точности воспроизвести необходимый жест. Среди основных методов машинной классификации, применяемой в протезировании выделяют: метод искусственных нейронных сетей (ANN), метод опорных векторов, метод размытой логики и другие [3].

Метод ANN это упрощенная машинная интерпретация модели биологических нейронных сетей (последовательности нейронов, соединенных между собой синапсами), основными задачами которого являются: классификация, прогнозирование, или распознавание жестов [1]. Искусственные нейронные сети имеют собственную, довольно обширную классификацию, общую структуру которой показано на рис. 2. При этом каждый отдельный вид нейронной сети является эффективным в применении к определенному заданию и выбирается в зависимости от начальных условий исследования, вида сигналов которые должны быть классифицированными и возможностей системы управления биоэлектрического протеза, в которую имплементировано нейронную сеть.



Рисунок 2 – Общая классификация видов нейронных сетей

В этой работе авторами было описаны основные особенности процесса измерения и классификации сигналов биоэлектрических протезов верхних конечностей. В частности, авторами были проанализированы процесс обработки биологического сигнала от этапа его регистрации и финальную идентификации в системе управления, определена общая классификация основных методов измерения. Также, авторами было показано общую классификацию видов нейронных сетей, как одного из основных методов машинного распознавания сигналов применяется в практике биоэлектрического протезирования и модулях управления протезов, в частности.

Литература

1. C. Uhde i N. Berberich. Artificial / Prosthetic Limbs / Technical University of Munich, 2015.
2. Bezuglyi, Mikhail, et al. Angular photometry of biological tissue by ellipsoidal reflector method / Приборы и методы измерений 10.2 (2019). – P. 160–168.
3. Vonsevych, Kostiantyn P., Mikhail O. Bezuglyi, and Olha A. Prytula. Optical feedback based on the photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application / KPI Science News 3 (2019). – P. 63–72.

УДК 615.47

ИЗМЕРЕНИЕ ИНТЕНСИВНОСТИ УЛЬТРАЗВУКА ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПЬЕЗОПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ

Кравченко А.Ю., Терещенко Н.Ф., Тымчик Г.С.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»
Киев, Украина

Широкоизвестный метод лечения в физиотерапии – ультразвуковая терапия, обладает рядом преимуществ, что обуславливает её широкое применение в лечении заболеваний в условиях физиотерапевтических отделений лечебно-про-

филактических учреждений нашей страны, и мира в целом. Основным физическим фактором влияния на тело пациента, при данном виде лечения, является ультразвук, получаемый от аппарата ультразвуковой терапии, а именно – от