

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

терапевтической головки. Основным элементом которой является пьезоэлемент, который преобразует электрический сигнал в механические колебания соответствующей частоты, за счет обратного пьезоэффекта. Данный эффект состоит в преобразовании электрического сигнала в механические колебания определенной частоты, в данном случае – ультразвукового диапазона (более 20 кГц). Ультразвук (УЗ) при контактном воздействии на биологические мягкие ткани вызывает ответный отклик. Параметры отклика зависят от значения интенсивности ультразвука. От частоты самого ультразвука зависят эффекты в меньшей степени, а в основном – глубина проникновения колебаний в мягкие ткани. В разрезе данного исследования речь будет идти о таком параметре ультразвука, как его интенсивность. Этот параметр отражает количество энергии, которое получила поверхность определенной площади, и измеряется в Вт/м² или Вт/см². В зависимости от значения интенсивности ультразвука возникают различные эффекты в мягких биологических тканях (при одинаковых прочих параметрах), в зависимости от которых, соответственно его применяют для нужд медицины в разрезе медицинской техники. В нашем случае речь идет о физиотерапии, соответственно, для задач данной области применяют ультразвук интенсивностей от несколько сотых Вт/см² до 3 Вт/см² [1, 2]. Выше верхнего предела которого возникают разрушительные эффекты в мягких биологических тканях [3], которые нежелательны при данном виде лечения, однако же находят свое применение в других методах лечения (как например, ультразвуковая абляция - направленное целевое разрушение мягких биологических тканей в определенных участках путем их локального нагрева для достижения процесса деструкции). Поэтому, значение такого параметра ультразвука как интенсивность – очень велико, и заслуживает соответствующего внимания.

Ультразвук для проведения ультразвуковой терапии производится аппаратом ультразвуковой терапии. У которого, соответственно есть свои параметры точности его выходных акустических характеристик. Нас же в данном случае интересует точность такого параметра ультразвукового терапевтического аппарата, как значения интенсивности ультразвука. Важность поддержания точности этого параметра обусловлена тем, что дозировка ультразвука, т. е. какую дозу ультразвука получит биологическая ткань зоны пациента при проведении процедуры, и зависит терапевтический эффект от данной процедуры вообще. Если же действительные значения интенсивностей существенно отличаются от тех, которые отображены на приборной панели ультразвукового терапевтического аппарата, то в таком случае

можно говорить о несоответствии заданного параметра реальным значениям. Погрешность воспроизведения данного параметра существенно превышает допустимые границы (20 %). При эксплуатации подобного медицинского оборудования обозначим два крайних наиболее вероятных сценария:

1. Когда действующее значения дозы ультразвука меньше той, которая установлена протоколом лечения. В таком случае пациент получает меньшую дозу, чем должен получить согласно настроек физиотерапевта и, соответственно, назначения лечащего врача. Это приведет к существенному снижению или же отсутствию терапевтического эффекта от данной процедуры и весьма нежелательно в клинической практике лечащего врача, так и в процедуре лечения самого пациента.

2. Когда действующее значения дозы ультразвука больше установленной, чем индицирует приборная панель аппарата. В подобном случае пациент получает существенно большие значения дозы ультразвука, нежели должен получить бы согласно протоколу лечения и назначению лечащего врача. В случае аппаратной погрешности задания значения интенсивности ультразвука, а соответственно и большей дозы ультразвука за счет неточности самого аппарата, возникает риск травмирования пациента, что является угрозой его здоровью и не соответствует стандарту безопасности лечения. Подобные случаи являются неприемлемыми и крайне нежелательными.

Для предотвращения возникновения подобных ситуаций регулярно проводится проверка и калибровка аппаратов ультразвуковой терапии. Но, как известно из работы [1], несмотря на регулярные поверочные работы и калибровки, на практике все-же было выявлено у ряда поверяемых аппаратов существенное превышения значений погрешности воспроизведения интенсивности ультразвука, а соответственно и ухудшение показателей точности выходных акустических параметров.

Нами были проведены экспериментальные исследования по измерению мощности ультразвука экспериментального излучателя адаптивного ультразвукового терапевтического аппарата [4].

Измерения проводились в чистой дистиллированной воде с учетом значений кластеров воды [5].

Для измерения значений выходных характеристик излучателя, основным колебательным элементом, которого является пьезоэлемент 1 (рис. 1) в водной среде 4 был использован гидрофон 3. Ультразвуковая волна 2 была направлена непосредственно на измерительную головку гидрофона, с целью измерения уровня мощности ультразвука.

На первом этапе было выполнено снятие показателей интенсивности ультразвука в зависимо-

сти от направленности самого излучателя относительно гидрофона, и построено диаграмму направленности (рис. 2).

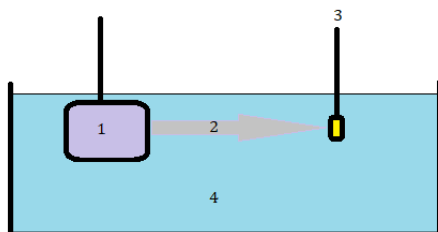


Рисунок 1 – Схема измерения уровня мощности ультразвука в воде:
1 – УЗ излучатель; 2 – направление распространения УЗ волны; 3 – гидрофон; 4 – водная среда)

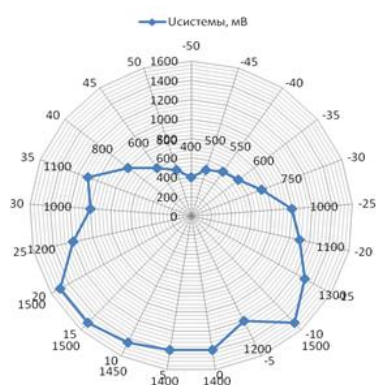


Рисунок 2 – Диаграмма направленности ультразвукового излучателя

Также затем было получено максимальное значение интенсивности при прямо направленном излучателе ультразвука на гидрофон, и оценено значение интенсивности ультразвука. Максимальная в пространстве и средняя во времени интенсивность I_{SPTA} (1) определяется в результате усреднения максимальной в пространстве интенсивности импульса I_{SPPA} за время, равное периоду повторения импульсов T_n [2].

$$I_{SPTA} \approx I_{SPPA} \frac{\tau_i}{T_n}, \quad (1)$$

Затем, после ряда вычислений, было получено значение интенсивности данного экспериментального ультразвукового терапевтического аппарата, что составляло $I_{SPTA} = 0,06$ Вт/см². Что находится в пределах интенсивностей, применяемых для физиотерапии.

В результате вышизложенного материала можно сделать вывод, что в процессе эксплуатации аппаратов ультразвуковой терапии необходимо неуклонно соблюдать регламенты поверки и калибровки аппаратов для бесперебойного обеспечения качества их выходных характеристик. Результаты приведенных измерений являются примером проведения измерений значений интенсивности аппаратов ультразвуковой терапии, как в лабораторных условиях, так и в процессе метрологической поверки. Это важно как в процессе разработки аппаратов ультразвуковой терапии, так и при регулярных поверках.

Литература

1. Hekkenberg, R., Beissner, K. and Zeqiri, B. (2007). Guide for the maintenance of ultrasound physiotherapy systems. Luxembourg: Publications Office.
2. IEC 60601-2-5-2009 Medical electrical equipment - Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment. Geneva: IEC, 2009.
3. Ahmadi F., McLoughlin I.V., Chauhan S., ter-Haar G. Bio-effects and safety of low-intensity, low-frequency ultrasonic exposure // Progress in Biophysics and Molecular Biology.-2012.-№ 108.-С. 119-138.
4. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С., Чухраєв М.В., Кравченко А.Ю. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, «Політехніка», 2018. – 184 с. ISBN 978-966-622-874-4, <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>.
5. Терещенко М.Ф., Кравченко А.Ю., Чухраєв М.В., Кудрянцева А.Ю. Влияние ультразвука терапевтических интенсивностей на кластерную структуру дистиллированной воды // Вестник НТУУ «КПИ». Серия Приборостроение. – 2016. – В.51(1). – С.126-131.

УДК 621

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ НАЦИОНАЛЬНОГО ЭТАЛОНА ЕДИНИЦЫ КОЭФФИЦИЕНТА ГАРМОНИК ПРИ СТРУКТУРЕ СПЕКТРА СИГНАЛА С ПЕРВОЙ И ВТОРОЙ ГАРМОНИКАМИ Герасимова Т.В.¹, Савченко А.Л.²

¹ Республиканское унитарное предприятие «Белорусский государственный институт метрологии»
Минск, Республика Беларусь

² Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Нелинейность элементов схем приводит к тому, что на выходе прибора появляются спектральные составляющие, которые отсутствуют в исходном сигнале. Поэтому, для радиотехнических сигналов важными являются спектральный состав сигнала и коэффициент гармоник, как характеристика,

определяющая степень отличия формы реального сигнала от идеальной синусоиды. В технической литературе применяют также термин «коэффициент нелинейных искажений» (КНИ).

Коэффициент гармоник выходного напряжения K_H характеризует отношение среднего