

УДК 615.847; 612.741.1

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯЦИИ НА ОСНОВЕ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННОГО АНАЛИЗА СУММАРНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ СТИМУЛИРУЕМОЙ МЫШЦЫ

М.М. МЕЖЕННАЯ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь*

Поступила в редакцию 7 мая 2012

Разработана методика оценки физиологической эффективности сигналов электромиостимуляции с различными параметрами на основе частотно-временного анализа суммарных электромиограмм стимулируемой мышцы, зарегистрированных до и после электромиостимуляции. В качестве критерия эффективности стимулирующего сигнала предложено использовать показатель относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм. Вышеописанная методика использована для оценки эффективности прямоугольных биполярных сигналов с частотой 50–1000 Гц и синусоидально-модулированных токов с несущей частотой 2–5 кГц и частотой модуляции 25–150 Гц. Полученные результаты представляют интерес для инженеров, специализирующихся в области разработки систем электромиографии и электромиостимуляции.

Ключевые слова: электромиостимуляция, суммарная электромиография, электромиограмма, нервно-мышечная система, частотно-временной анализ, спектрограмма.

Введение

Сигналы электромиостимуляции, используемые в медицине с целью профилактики и лечения поражений мышц опорно-двигательного аппарата, а также тренировки мышечных групп, характеризуются широким набором параметров (амплитуда, форма, частота заполнения и частота следования стимула, модуляция сигнала). Однако, несмотря на имеющийся накопленный опыт применения стимулирующих сигналов в клинической практике и существующие подходы к выбору параметров стимула (энергетический критерий, критерий силы вызванного сокращения), задача разработки быстрых (с точки зрения применения) и объективных (с точки зрения учета физиологических показателей объекта воздействия) критериев оценки эффективности сигналов электромиостимуляции остается актуальной [1, 2]. Решение данной задачи требует применения перспективных методов экспресс-диагностики функционального состояния стимулируемой мышцы.

Суммарная электромиография (ЭМГ) является признанным методом исследования нервно-мышечной системы, основанным на регистрации и качественно-количественном анализе суммарной биоэлектрической активности совокупности двигательных единиц с помощью накожных электродов [3, 4]. Применяемые на практике методы анализа ЭМГ-сигналов базируются на расчете средней арифметической амплитуды и частоты потенциалов, а также визуальной оценке по общему виду электромиограммы в соответствии с классификацией Ю.С. Юсевич [4–6]. При этом визуальная интерпретация суммарной электромиограммы в значительной мере определяется опытностью и квалифицированностью аналитика [7], а методы количественной оценки рассматривают шумоподобные ЭМГ-сигналы как линейные стационарные, что не позволяет в полной мере охарактеризовать их частотно-временную структуру и динамику изменения параметров в течение всего периода сокращения [6, 7]. Методы частотно-временного анализа сигналов (быстрое оконное преобразование Фурье, вейвлет-анализ) решают проблему

нестационарности, однако применительно к суммарным ЭМГ-сигналам требуют дополнительных исследований для выявления информативных диагностических признаков функционального состояния мышечной ткани.

В данной работе разработана методика оценки физиологической эффективности сигналов электромиостимуляции с различными параметрами на основе частотно-временного анализа суммарных электромиограмм стимулируемой мышцы, зарегистрированных до и после электромиостимуляции. Данная методика использована для оценки эффективности прямоугольных биполярных сигналов с частотой 50–1000 Гц и синусоидально-модулированных токов (СМТ) с несущей частотой 2–5 кГц и частотой модуляции 25–150 Гц.

Методика оценки эффективности сигналов электромиостимуляции на основе параметров частотно-временного представления суммарной электромиограммы

Методика оценки эффективности сигналов электромиостимуляции на основе частотно-временного анализа суммарной электромиограммы нервно-мышечного аппарата человека предусматривала проведение 10 сеансов электромиостимуляции в пороговом режиме в течение 10 дней. Продолжительность каждой процедуры составляла 10 минут. В качестве стимулирующих были выбраны два класса сигналов, широко распространенных в медицинской практике: прямоугольные биполярные импульсы и синусоидально-модулированные токи.

В исследованиях приняли участие две группы испытуемых, не имеющих функциональных расстройств опорно-двигательного аппарата. Каждый участник исследований из первой группы (28 человек; средний возраст 19 лет) проходил курс электромиостимуляции прямоугольными биполярными сигналами на фиксированной частоте из диапазона 50–1000 Гц. Каждый участник исследований из второй группы (23 человека; средний возраст 20 лет) проходил курс электромиостимуляции синусоидально-модулированными сигналами на фиксированной частоте: несущая частота выбиралась из диапазона 2–5 кГц, частота модуляции – из диапазона 25–150 Гц. Перед началом курса электромиостимуляции и после его окончания выполнялась процедура электромиографии с помощью разработанного двухканального аппаратно-программного комплекса для регистрации и анализа суммарных ЭМГ-сигналов [8]. Биоэлектрическую активность мышцы *m. gastrocnemius lateralis* нижней конечности регистрировали в режиме максимального произвольного напряжения.

Исходная суммарная электромиограмма и ЭМГ-сигнал, зарегистрированный по окончании десяти сеансов стимуляции, подвергались частотно-временной обработке в среде MatLab. Метод частотно-временного анализа был реализован на базе быстрого оконного преобразования Фурье. Результаты обработки – спектрограммы – представляют собой двумерные матрицы размерностями $F \times T_0$ (для исходного ЭМГ-сигнала) и $F \times T_{10}$ (для ЭМГ-сигнала, зарегистрированного по окончании десяти сеансов стимуляции), строки которых соответствуют частотам f от 0 до 1000 Гц, столбцы – временным отсчетам t от 0 секунд до окончания времени регистрации ЭМГ-сигнала, а в ячейках рассчитана амплитуда электромиограмм – $A_0[f, t]$ (для исходного ЭМГ-сигнала) и $A_{10}[f, t]$ (для ЭМГ-сигнала, зарегистрированного по окончании десяти сеансов стимуляции).

С целью графической визуализации величины приращения амплитуды суммарной электромиограммы на частотах 0–1000 Гц под действием стимула с различными параметрами построены спектрограммы $A_{рез}[f, t]$ путем вычитания спектрограммы исходного ЭМГ-сигнала $A_0[f, t]$ из спектрограммы ЭМГ-сигнала, зарегистрированного после электромиостимуляции $A_{10}[f, t]$, и нормировки результата относительно средней амплитуды исходного ЭМГ-сигнала $A_{ср0}$:

$$A_{рез}[i, j] = \frac{A_{10}[i, j] - A_0[i, j]}{A_{ср0}}, \quad \forall i = 0..F - 1, j = 0.. \min[T_0, T_{10}] - 1.$$

Нормировка спектрограммы обеспечивает сопоставимость получаемых данных для испытуемых с различным начальным функциональным состоянием мышцы *m. gastrocnemius medialis*.

Проведенные автором исследования частотно-временного анализа суммарной электромиограммы в норме и патологии [9] выявили целесообразность использования в качестве критерия функционального состояния мышцы амплитудно-частотный коэффициент AFK – отношение средней амплитуды A_{cp} к эффективной ширине спектра суммарного ЭМГ-сигнала Δf_{cp} :

$$AFK = A_{cp} / \Delta f_{cp}.$$

Данный показатель учитывает основные параметры нестационарного биоэлектрического сигнала (амплитуду и частоту), достигает максимальных значений в норме, уменьшается в случае ослабленного состояния мышечной ткани и значительно снижается в случае патологии высокой степени выраженности [9].

Средняя амплитуда ЭМГ-сигнала вычислялась по формуле:

$$A_{cp} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |A[i]|, \text{ где } A[i] \text{ – амплитуда } i\text{-ого отсчета зарегистрированного сигнала, } N \text{ – число отсчетов сигнала.}$$

Эффективную ширину спектра – область частот, в которой сосредоточено не менее 90% мощности сигнала [10] (для точности устанавливается значение 95%) определяют нижняя и верхняя граничные частоты. Для вычисления эффективной ширины спектра ЭМГ-сигнала в каждом столбце спектрограммы $j = 0..T-1$: 1) выполняли поиск медианной частоты f_{M_j} исходя из определения: медианной является частота, делящая площадь под кривой спектральной плотности энергии на две равные части [11]; 2) вычисляли значения нижней f_{H_j} и верхней f_{B_j} граничных частот исходя из условия: энергия, сосредоточенная между граничными частотами и медианной частотой, составляет 47,5%; 3) рассчитывали значение эффективной ширины спектра Δf_j по формуле: $\Delta f_j = f_{B_j} - f_{H_j}$.

По итогам расчетов вычисляли среднеарифметический показатель Δf_{cp} по формуле:

$$\Delta f_{cp} = \frac{1}{T} \sum_{j=0}^{T-1} \Delta f_j.$$

Установлено [9], что показатель относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента ЭМГ-сигналов, зарегистрированных до и после лечения, отражает характер изменения функционального состояния мышечной ткани, а именно: положительное значение указанного показателя свидетельствует об улучшении функционального состояния мышцы, отрицательное значение – об ухудшении функционального состояния мышцы. В связи с вышеизложенным относительное изменение амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм, зарегистрированных до и после воздействия сигналов электромиостимуляции с различными параметрами, целесообразно использовать в качестве критерия физиологической эффективности стимула:

$$\Delta AFK_{отн} = \frac{AFK_{10} - AFK_0}{AFK_0}, \text{ где } AFK_{10} \text{ – амплитудно-частотный коэффициент ЭМГ-сигнала,}$$

зарегистрированного после 10-го сеанса электромиостимуляции, AFK_0 – амплитудно-частотный коэффициент исходной электромиограммы, зарегистрированной до начала курса электромиостимуляционной терапии.

Расчет величины изменения амплитудно-частотного коэффициента относительно первоначального значения позволяет учесть исходное функциональное состояние стимулируемой мышцы, а как результат – обеспечить сопоставимость получаемых значений.

Для установления взаимосвязи между частотой стимула и его физиологической эффективностью использовался корреляционный анализ. С этой целью рассчитывалось значение коэффициента линейной корреляции Пирсона для частоты стимула и показателя относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм, зарегистрированных до и после воздействия сигналами электромиостимуляции с соответствующей частотой.

Результаты оценки эффективности прямоугольных биполярных импульсов и синусоидально-модулированных токов с различными частотами

Графическая визуализация величины приращения амплитуды суммарной электромиограммы на частотах 0–1000 Гц под действием стимула с различными параметрами, выполнена на основе спектрограмм вычитания (рис. 1–3). На спектрограмме по оси абсцисс указывается время (сек), по оси ординат – частота (Гц), цвет соответствует уровню сигнала на данной частоте (в черно-белом варианте статьи по мере увеличения сигнала цвет изменяется от светлого серого (5 условных единиц по амплитуде) до черного (40 условных единиц по амплитуде)).

Анализ спектрограмм вычитания, рассчитанных для прямоугольных биполярных импульсов различной частоты (рис. 1), выявил следующее.

1. Воздействие стимула частотой 50 Гц вызывает прирост амплитуды электромиограммы в диапазоне частот от 0 до 400 Гц, что соответствует области от нижней граничной частоты до верхней граничной частоты суммарной электромиограммы мышцы *m. gastrocnemius medialis* в норме [9].

2. С увеличением частоты стимула от 100 Гц до 400 Гц приращение амплитуды в частотно-временной области ЭМГ-сигнала происходит в постепенно сужающемся частотном диапазоне, верхняя граница которого не превышает 200 Гц при частоте стимула 400 Гц.

3. На частотах стимула свыше 400 Гц существенного прироста амплитуды не наблюдается.

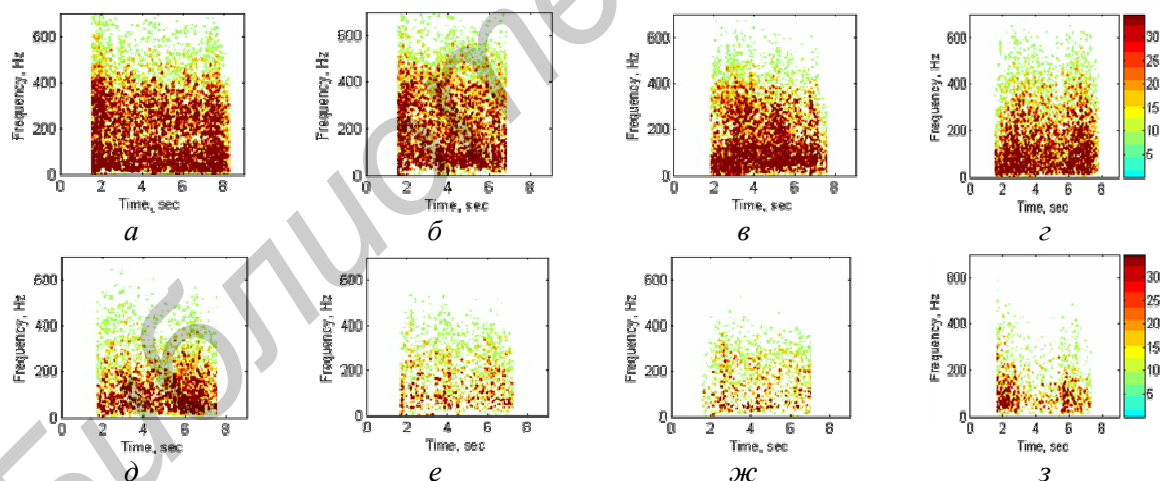


Рис. 1. Результаты вычитания спектрограммы исходного ЭМГ-сигнала из спектрограммы ЭМГ-сигнала, зарегистрированного после электромиостимуляции прямоугольными биполярными импульсами с частотой 50 Гц (а), 100 Гц (б), 200 Гц (в), 300 Гц (г), 400 Гц (д), 500 Гц (е), 600 Гц (ж), 1000 Гц (з)

Анализ спектрограмм вычитания, рассчитанных для синусоидально модулированных сигналов с несущей частотой 2 кГц и различной частотой модуляции (рис. 2), выявил следующее.

1. Воздействие СМТ с частотой модуляции 25 Гц не вызывает существенного прироста амплитуды.

2. С увеличением частоты модуляции СМТ от 50 Гц до 150 Гц приращение амплитуды в частотно-временной области ЭМГ-сигнала происходит в диапазоне от 0 до 400 Гц, что соответ-

стствует области от нижней граничной частоты до верхней граничной частоты суммарной электромиограммы мышцы *m. gastrocnemius medialis* в норме [9].

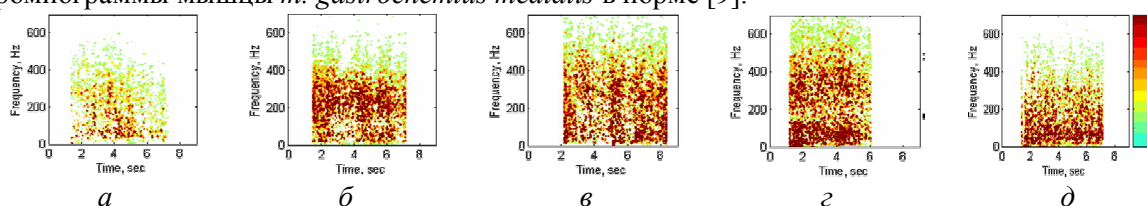


Рис. 2. Результаты вычитания спектрограммы исходного ЭМГ-сигнала из спектрограммы ЭМГ-сигнала, зарегистрированного после электромиостимуляции СМТ с несущей частотой 2 кГц и частотой модуляции 25 Гц (а), 50 Гц (б), 75 Гц (в), 100 Гц (г), 150 Гц (д)

Анализ спектрограмм вычитания, рассчитанных для синусоидально модулированных сигналов с несущей частотой 5 кГц и различной частотой модуляции (рис.3), выявил следующее.

1. Воздействие СМТ с частотой модуляции 25 Гц не вызывает существенного прироста амплитуды.

2. С увеличением частоты модуляции СМТ от 50 Гц до 150 Гц приращение амплитуды в частотно-временной области ЭМГ-сигнала происходит в постепенно расширяющемся частотном диапазоне, верхняя граница которого увеличивается с 200 Гц до 400 Гц соответственно.

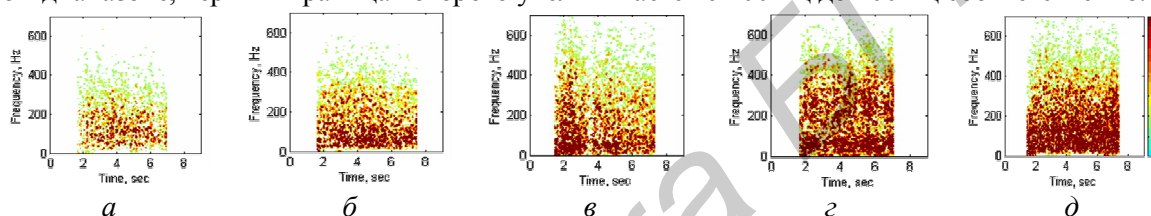


Рис. 3. Результаты вычитания спектрограммы исходного ЭМГ-сигнала из спектрограммы ЭМГ-сигнала, зарегистрированного после электромиостимуляции СМТ с несущей частотой 5 кГц и частотой модуляции 25 Гц (а), 50 Гц (б), 75 Гц (в), 100 Гц (г), 150 Гц (д)

Полученные результаты анализа спектрограмм вычитания (рис. 1–3) соответствуют характеру зависимостей относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента ЭМГ-сигналов от формы и частоты стимула (рис. 4).

Рассчитанный показатель относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента ЭМГ-сигналов мышцы *m. gastrocnemius medialis* под воздействием прямоугольных биполярных импульсов различной частоты уменьшается с уровня $1,18 \pm 0,62$ до значения $0,08 \pm 0,23$ при увеличении частоты стимула от 50 до 1000 Гц (рис. 4,а).

Коэффициент линейной корреляции Пирсона для частоты прямоугольных биполярных импульсов и показателя относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм, зарегистрированных до и после электромиостимуляции, составил $-0,65$. Это свидетельствует о средней степени корреляции между частотой прямоугольных биполярных импульсов в диапазоне 50–1000 Гц и относительным изменением амплитудно-частотного коэффициента, причем, вышеуказанная зависимость является обратно пропорциональной. Т.о., эффективность электромиостимуляции прямоугольными биполярными импульсами возрастает с уменьшением частоты стимула от 1000 Гц до 50 Гц.

Показатель относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента ЭМГ-сигналов мышцы *m. gastrocnemius medialis* под воздействием синусоидально модулированных сигналов различной частоты (рис. 4,б) имеет большие величины для СМТ с несущей частотой 5 кГц по сравнению с СМТ с несущей частотой 2 кГц. При этом для СМТ с несущей частотой 2 кГц с увеличением частоты модуляции от 25 Гц до 150 Гц относительное изменение амплитудно-частотного коэффициента растет с уровня $-0,04 \pm 0,36$ до значения $0,72 \pm 0,25$. Для СМТ с несущей частотой 5 кГц с увеличением частоты модуляции от 25 Гц до 150 Гц относительное изменение амплитудно-частотного коэффициента растет с уровня $0,25 \pm 0,32$ до значения $1,66 \pm 0,32$.

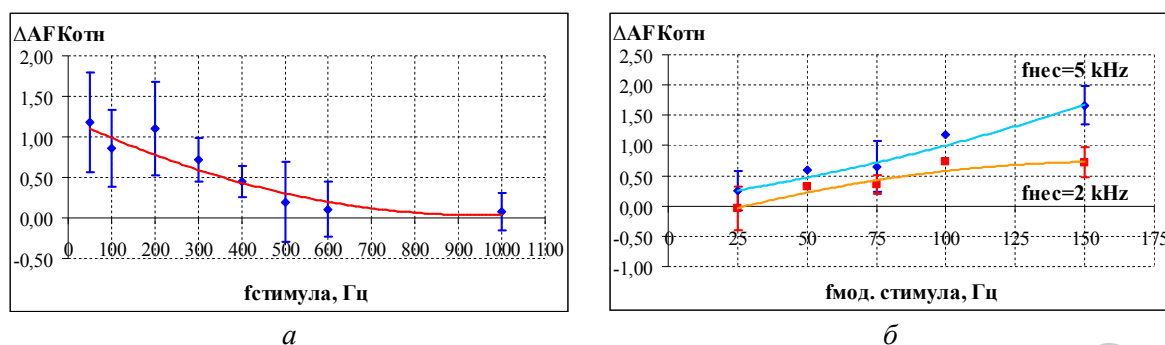


Рис. 4. Значения относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента ЭМГ-сигналов мышцы *m. gastrocnemius medialis* под воздействием прямоугольных биполярных импульсов различной частоты (а) и СМТ с несущими частотами 2 кГц, 5 кГц и различной частотой модуляции (б)

Коэффициент линейной корреляции Пирсона для частоты модуляции сигналов СМТ (несущая частота 2 кГц) и показателя относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм, зарегистрированных до и после воздействия СМТ с несущей частотой 2 кГц, составил 0,79. Это свидетельствует о высокой степени корреляции между частотой стимула в диапазоне 25–150 Гц и относительным изменением амплитудно-частотного коэффициента, причем, вышеуказанная зависимость является прямо пропорциональной. Т.о., эффективность электромиостимуляции синусоидально модулированными сигналами с несущей частотой 2 кГц возрастает с увеличением частоты модуляции стимула от 25 Гц до 150 Гц.

Коэффициент линейной корреляции Пирсона для класса синусоидально модулированных сигналов с несущей частотой 5 кГц составил 0,87, что свидетельствует о высокой степени корреляции между частотой стимула в диапазоне 25–150 Гц и относительным изменением амплитудно-частотного коэффициента, причем, вышеуказанная зависимость является прямо пропорциональной. Т.о., эффективность электромиостимуляции синусоидально модулированными сигналами с несущей частотой 5 кГц возрастает с увеличением частоты модуляции стимула от 25 Гц до 150 Гц.

Заключение

Разработана методика оценки физиологической эффективности сигналов электромиостимуляции с различными параметрами на основе частотно-временного анализа суммарных электромиограмм стимулируемой мышцы. В качестве критерия физиологической эффективности стимула предложено использовать показатель относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм, зарегистрированных до и после электромиостимуляции, вычисляемый по результатам частотно-временного анализа ЭМГ-сигналов. Для усиления значимости количественных данных выполняется оценка изменения частотно-временной структуры ЭМГ-сигнала под воздействием стимула с различными параметрами на основе графической визуализации величины приращения амплитуды суммарной электромиограммы на частотах 0–1000 Гц в течение времени мышечного сокращения посредством построения спектрограмм.

Проведенные исследования воздействия прямоугольными биполярными импульсами и синусоидально-модулированными токами с различными частотами показали обоснованность использования относительного изменения амплитудно-частотного коэффициента суммарных электромиограмм, зарегистрированных до и после курса электромиостимуляции, как меры количественной оценки эффективности стимула.

Результаты работы представляют интерес для инженеров, специализирующихся в области разработки систем электромиографии и электромиостимуляции.

EFFICIENCY ASSESSMENT OF ELECTRICAL STIMULATION SIGNALS ON THE BASE OF TIME-FREQUENCY ANALYSIS OF STIMULATED MUSCLE GLOBAL ELECTROMYOGRAM

M.M. MEZHENNAYA

Abstract

The method of physiological efficiency assessment of electrical stimulation signals with various parameters on the base of time-frequency analysis of stimulated muscle global electromyogram is developed. As criterion of efficiency it is offered to use an indicator of relative change of ratio of amplitude to effective bandwidth frequency of global electromyograms registered before and after electrical stimulation. The above described method is used for the efficiency assessment of rectangular bipolar signals with frequency of 50–1000 Hz and the sinusoidal modulated currents with carrying frequency of 2–5 kHz and frequency of modulation of 25–150 Hz. The results of this work can be interesting for developer of the electromyography and electrical stimulation systems, as well as for electrophysiologists and physiatrists.

Список литературы

1. Беркутов А.М., Жулев В.И., Кураев Г.А. и др. Системы комплексной электромагнитотерапии. М., 2000.
2. Осипов А.Н., Бондарик В.М. Электронная лечебная аппаратура: учебно-методический комплекс. Мн., 2006.
3. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. Иваново, 2001.
4. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. Л., 1990.
5. Юсевич Ю.С. Электромиография в клинике нервных болезней. М., 1958.
6. Сидоренко А.В., Ходулев В.И., Селицкий А.П. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. №11. С. 53–59.
7. Райгайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М., 2007.
8. Савченко Н.С., Селех Д.В., Белецкий П.В. и др. // Медэлектроника – 2008. 2008. С. 312–316.
9. Меженная М.М., Осипов А.Н., Ильясевич И.А. и др. // Проблемы физики, математики и техники. 2012. №1(10). С. 105–112.
10. Осипов А.Н., Давыдов М.В. // Докл. БГУИР. 2005. №3(11). С. 53–58.
11. Колубаев Е.А., Колубаев А.В., Сизова О.В. // Письма в ЖТФ. 2010. Т. 36, Вып. 16. С. 55–61.