

УДК 004.383.4/612.424.4

## СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ ТКАНИ

А.Н. ОСИПОВ, М.В. ДАВЫДОВ

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

Поступила в редакцию 29 июня 2005

Моделирование сигналов электростимуляции выполнено в пакете программ MatLab. Для выявления закономерностей в частотных характеристиках сигналов исследованы спектры НЧ-импульсов, синусоидально моделированных импульсов, диадинамических токов. Оценка спектра производится по эффективной ширине спектра сигнала и весовому коэффициенту вариации. Установлено, что более эффективные стимулы характеризуются широкой полосой (1–20 кГц) и равномерным распределением мощности в полосе спектра. Энергетически более эффективны сигналы, у которых спектр расположен в области до 10 кГц.

*Ключевые слова:* электромиостимуляция, спектр, сигнал, полоса частот, энергия.

### Введение

Эффективность процедур низкочастотной (НЧ) (1–1000 Гц) и среднечастотной (СЧ) (1–100 кГц) электротерапии в значительной степени определяется формой и параметрами сигналов, которые выбираются с учетом степени поражения нервно-мышечной ткани. В лечебной практике миостимулирующим эффектом характеризуются диадинамические токи ДДТ-ОВ (однополупериодный волновой), ДДТ-ДВ (двухполупериодный волновой), синусоидальные модулированные токи СМТ-2, СМТ-4, СМТ-5, интерференционные, флюктуирующие токи [1, 2]. В аппаратах зарубежного производства для этих целей рекомендуется также использовать токи R-stim (русская стимуляция), Bi-symm, Mono-rec, Mono-tri [3]. Синтез новых сигналов осуществляется, как правило, на основе знаний физиологии нервно-мышечного аппарата и не учитывает возможности математического моделирования и анализа. Эффективность новых сигналов в сравнении с известными определяется на основе результатов клинической апробации. Это длительный подход. Современные методы синтеза на основе программируемых контроллеров позволяют генерировать стимулы любой формы и с требуемыми параметрами. Существует множество методов анализа сигналов в технических системах. Один из наиболее распространенных методов — спектральный анализ. В данной работе метод спектрального анализа использован для исследования частотных характеристик сигналов электромиостимуляции.

### Методика исследования

Моделирование сигналов электромиостимуляции проведено в пакете программ MatLab [4]. Модель каждого сигнала построена с помощью отдельного М-файла (файл-функция), представляет собой вектор-строку дискретных временных отсчетов  $x_i$  и имеет параметры (период повторения, несущая частота, форма и т.д.), типичные для исследуемого реального стимула. На основе моделей сигналов вычисляются комплексные Фурье-спектры ( $X(j\omega)$ ). Для оценки спек-

тра воспользуемся эффективной шириной спектра сигнала  $\Delta F_{\text{эфф}}$  и весовым коэффициентом вариации  $V_B$ .

Под эффективной шириной спектра понимается полоса частот, в которой сосредоточено не менее 90% мощности сигнала.  $\Delta F_{\text{эфф}}$  находится из равенства Парсеваля:

$$\frac{1}{2} \sum_{n=1}^N A_n^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i^2, \quad (1)$$

где  $N$  — количество отсчетов сигнала,  $A_n$  — отсчеты амплитудного спектра сигнала, определяемого как  $A_i = \sqrt{\text{Re}^2(X_i) + \text{Im}^2(X_i)}$ . Тогда эффективная полоса частот находится из соотношения:

$$\frac{1}{2} \sum_{n=n_{\min}}^{n_{\max}} A_n^2 \geq 0,9 \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i^2, \quad (2)$$

где  $n_{\min}$ ,  $n_{\max}$  — номера граничных гармоник эффективной полосы спектра. Расчет спектральной мощности начинается с максимальной гармоники спектра. Вычисляется ее энергия. Затем определяется энергия гармоники, имеющей наибольшую амплитуду среди оставшихся. Суммируется ее энергия с предыдущей и т. д., до выполнения неравенства (2).  $N_{\text{эфф}} = n_{\max} - n_{\min}$  — количество гармоник в эффективной полосе спектра. Тогда эффективная полоса спектра вычисляется:

$$\Delta F_{\text{эфф}} = \frac{N_{\text{эфф}}}{T}, \quad (3)$$

где  $T$  — период исследуемого сигнала.

Равномерность огибающей спектра оценивается через весовой коэффициент вариации  $V_B$ , определяемый в эффективной полосе спектра как отношение:

$$V_B = \frac{DK_{\text{эфф}}}{A_{\text{ср}}} = \frac{\sum (A_i - A_{\text{ср}})^2}{N_{\text{эфф}} A_{\text{ср}}}, \quad (4)$$

где  $D$  и  $A_{\text{ср}}$  — соответственно дисперсия и среднее значение отсчетов амплитудного спектра в полосе  $\Delta F_{\text{эфф}}$ ,  $N_{\text{эфф}}$  — количество отсчетов спектра с ненулевой амплитудой в полосе  $\Delta F_{\text{эфф}}$ ,  $K_{\text{эфф}} = \Delta F_{\text{эфф}} / \Delta F_{\text{зн}}$  — весовой коэффициент, полоса  $\Delta F_{\text{зн}}$  определяется как  $\Delta F_{\text{зн}} = N_{\text{эфф}} / T$ . Весовой коэффициент вариации характеризует рассеяние параметров (неравномерность распределения спектра) в полосе  $\Delta F_{\text{эфф}}$ .

### Частотные характеристики некоторых электростимулирующих импульсов

Для выявления закономерностей в частотных характеристиках сигналов исследуем спектры известных по эффективности импульсов. Так, в работе [5] проведено экспериментальное сравнение эффективности стимулов с частотой следования 75 Гц, длительностью 1 мс, различной формы, вызывающих пороговое сокращение двуглавой мышцы плеча: импульс с крутым фронтом (100 мкс), экспоненциальным срезом (900 мкс) и частотой заполнения 10 кГц (радиоимпульс), импульс с огибающей аналогичной предыдущему сигналу и без заполнения несущей частотой (видеоимпульс), трапецевидный импульс (длительность фронта 0,3 мс), прямоугольный импульс. Для определения эффективности использован энергетический критерий: оптимальным электростимулирующим импульсом, вызывающим сокращение мышцы, является тот, который имеет минимальную мощность и оказывает наименьшее воздействие на кожу и рецепторы. В результате исследований установлено, что энергетически наиболее выгоден радиоимпульс (мощность возбуждения мышцы  $1,1 \pm 0,3$  мВт), менее эффективен видеоимпульс ( $2,3 \pm 0,5$  мВт), далее следует трапецевидный ( $4,0 \pm 1,1$  мВт) и прямоугольный ( $7,6 \pm 0,8$  мВт) импульсы. Проанализируем спектры вышеназванных сигналов (рис. 1).

Спектр радиоимпульса расположен в области низких и средних частот, имеет эффективную полосу  $\Delta F_{\text{эфф}}=11096$  Гц и два выраженных спектральных максимума на частотах 75 Гц и 10000 Гц. Амплитуда спектральных составляющих частот плавно убывает в стороны от максимальных гармоник. Весовой коэффициент вариации  $V_B=0,0079$ . Видеоимпульс и трапециевидный импульс имеют максимальную гармонику на частоте 75 Гц и так же, как предыдущий сигнал, равномерное распределение спектра ( $V_{B(\text{видео})}=0,0074$ ,  $V_{B(\text{трапец})}=0,0031$ ), но меньшую эффективную полосу ( $\Delta F_{\text{эфф}(\text{видео})}=1650$  Гц,  $\Delta F_{\text{эфф}(\text{трапец})}=700$  Гц). Прямоугольный импульс характеризуется полосой спектра  $\Delta F_{\text{эфф}(\text{прямоуг})}=1350$  Гц, сильной неравномерностью огибающей спектра. Значение весового коэффициента вариации больше и соответственно равно  $V_{B(\text{прямоуг})}=0,0305$ .

Следовательно, чем меньше значения коэффициента  $V_B$  и больше эффективная полоса сигнала, тем сильнее выражен миостимулирующий эффект сигнала. Сужение полосы спектра, ухудшение равномерности огибающей приводят к уменьшению силы сокращения нервно-мышечного аппарата.

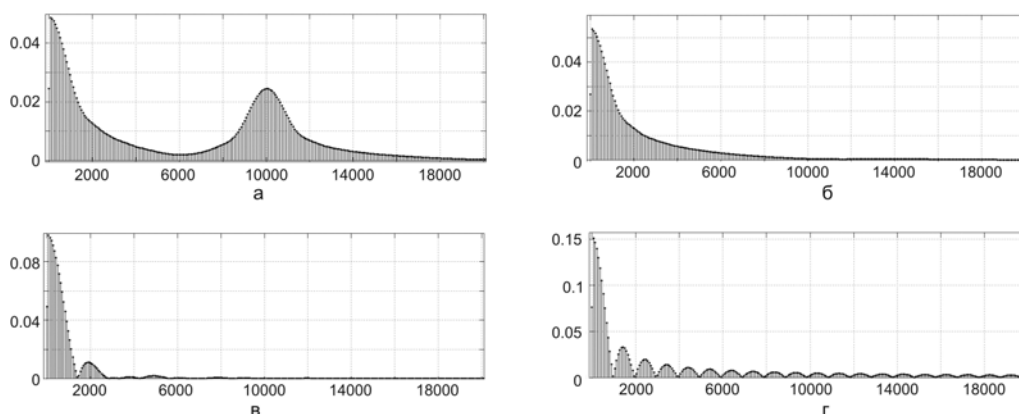


Рис. 1. Спектры: а) радиоимпульса; б) видеоимпульса; в) трапециевидного импульса; г) прямоугольного импульса

### Сигналы миостимуляции, используемые в современных аппаратах электролечения

Существующие методики и аппараты электростимуляции, разрешенные к применению в клинической практике лечебных и лечебно-профилактических учреждений Республики Беларусь, ориентированы на использование ДДТ и СМТ сигналов, флюктуирующих и интерференционных токов. На рис.2 представлены спектры сигналов СМТ. Мощность сигналов СМТ сосредоточена в области средних частот. В таблице приведены рассчитанные параметры  $\Delta F_{\text{эфф}}$  и  $V_B$ .

Параметры сигналов СМТ

Параметры	СМТ2	СМТ3	СМТ4	СМТ5
$\Delta F_{\text{эфф}}$	62	61	300	301
$V_B$	0,0842	1,6268	1,1177	0,2163

Наиболее эффективным считается СМТ2, который имеет наименьшее значение  $V_B$  среди сигналов представленной группы. В лечебной практике для стимуляции двигательных функций нервно-мышечных тканей используются также СМТ4 и СМТ5. Значения параметров  $V_B$  для них несколько выше. СМТ3 не применяется для миостимуляции и имеет очень высокий  $V_B$  и узкую эффективную полосу спектра. Сила мышечных сокращений при использовании СМТ, как правило, возрастает с увеличением глубины модуляции, что соответствует расширению эффективной полосы спектра. Так, для СМТ2 (частота модуляции 30 Гц, несущая частота 5 кГц) при глубине модуляции  $M=0,5$  эффективная полоса спектра составляет  $\Delta F_{\text{эфф}}=60$  Гц,  $V_B=0,1239$ , при  $M=0,75$  —  $\Delta F_{\text{эфф}}=62$  Гц,  $V_B=0,0926$ , при  $M=1$  —  $\Delta F_{\text{эфф}}=62$  Гц,  $V_B=0,0842$ . Миостимулирующий эффект зависит от частоты модуляции СМТ. На определенной частоте, инди-

видуальной для каждого пациента, он наиболее выражен. Увеличение частоты модуляции также приводит к расширению спектра. Однако при этом ухудшается равномерность распределения мощности в полосе частот, так как возрастает количество гармоник с нулевой амплитудой. Их тем больше, чем больше модулирующая частота. При частоте модуляции  $F_{\text{mod}}=30$  Гц ширина спектра равна  $\Delta F_{\text{эфф}}=62$  Гц, а  $V_B=0,0842$ , при  $F_{\text{mod}}=75$  Гц —  $\Delta F_{\text{эфф}}=152$  Гц,  $V_B=0,2225$ , при  $F_{\text{mod}}=150$  Гц ширина спектра составляет  $\Delta F_{\text{эфф}}=302$  Гц,  $V_B=0,4017$ . Таким образом, увеличение модулирующей частоты приводит к расширению полосы спектра, но при этом наблюдается ухудшение равномерности распределения энергии в полосе частот сигнала. Уменьшение частоты модуляции ведет к сужению полосы спектра, а значит, и полосы частот, воздействующих на мышечные ткани.

Для сравнительной оценки миостимулирующего эффекта биполярных и монополярных сигналов авторами выполнено экспериментальное исследование минимальной мощности сигналов, приводящих к возникновению порогового возбуждения. При исследовании в нем использован аппарат "Рефтон-01", площадь электродов составляла  $15 \text{ см}^2$ . Исследование проведено для сигналов СМТ2 (биполярный) и СМТ4 (монополярный). В нем принимали участие 5 пациентов в возрасте 20–26 лет. Установлено, что мощность биполярных стимулов, вызывающих пороговое сокращение лучезапястных мышц, меньше, чем у униполярных сигналов, на величину, приблизительно равную мощности спектральной составляющей на нулевой частоте. Анализ частотных спектров ДДТ показал, что используемые для миостимуляции однополупериодный волновой и двухполупериодный волновой сигналы имеют более широкий и насыщенный спектр в области нижних частот.

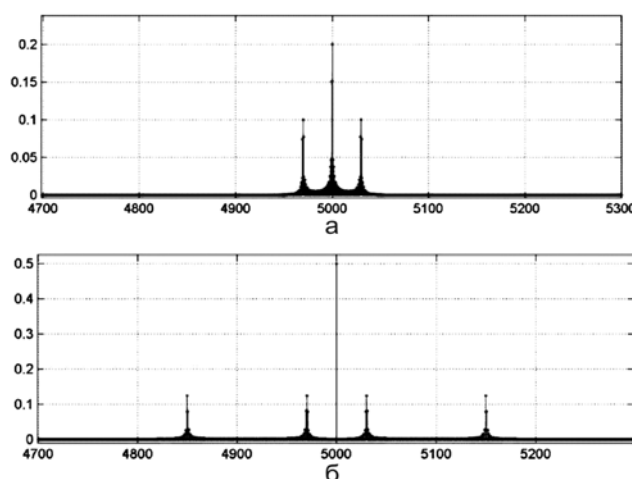


Рис. 2. Спектры сигналов: а) СМТ2; б) СМТ4

На рис. 3 изображены сигналы и спектры Mono-rec, Mono-tri, Bi-symm, R-stim, которые применяются в аппаратах зарубежного производства для миостимуляции. При моделировании использованы следующие параметры. Для Mono-rec и Mono-tri: частота импульсов — 2500 Гц, частота пачки импульсов — 75 Гц, скважность — 2. Для R-stim и Bi-symm: частота импульсов — 75 Гц, длительность импульсов  $\tau=1$  мс. Mono-rec и Mono-tri являются монополярными сигналами, соответственно имеют постоянную составляющую (рис. 3). Данные сигналы характеризуются широкой полосой: для Mono-rec  $\Delta F_{\text{эфф}}=1395$  Гц, для Mono-tri  $\Delta F_{\text{эфф}}=1530$  Гц и малым значением весового коэффициента вариации  $V_{B(\text{Mono-rec})}=0,0279$  и  $V_{B(\text{Mono-tri})}=0,0135$ . То есть огибающая спектра Mono-tri является более равномерной. R-stim и Bi-symm — биполярные сигналы с еще более широкой полосой спектра, который расположен в области нижних и средних частот. Эффективная полоса спектра Bi-symm составляет  $\Delta F_{\text{эфф}}=21,674$  кГц. Для данного сигнала  $V_B=0,0872$ . Мощность R-stim сосредоточена в диапазоне 0–18 кГц. Наиболее выражены составляющие, расположенные в области частот 2000, 7000, 11500, 16000 Гц,  $V_B=0,2772$ . Таким образом, все стимулы данной группы сигналов характеризуются широкой полосой спектра, который расположен в области нижних и средних частот, и низким значением весового коэффициента вариации.

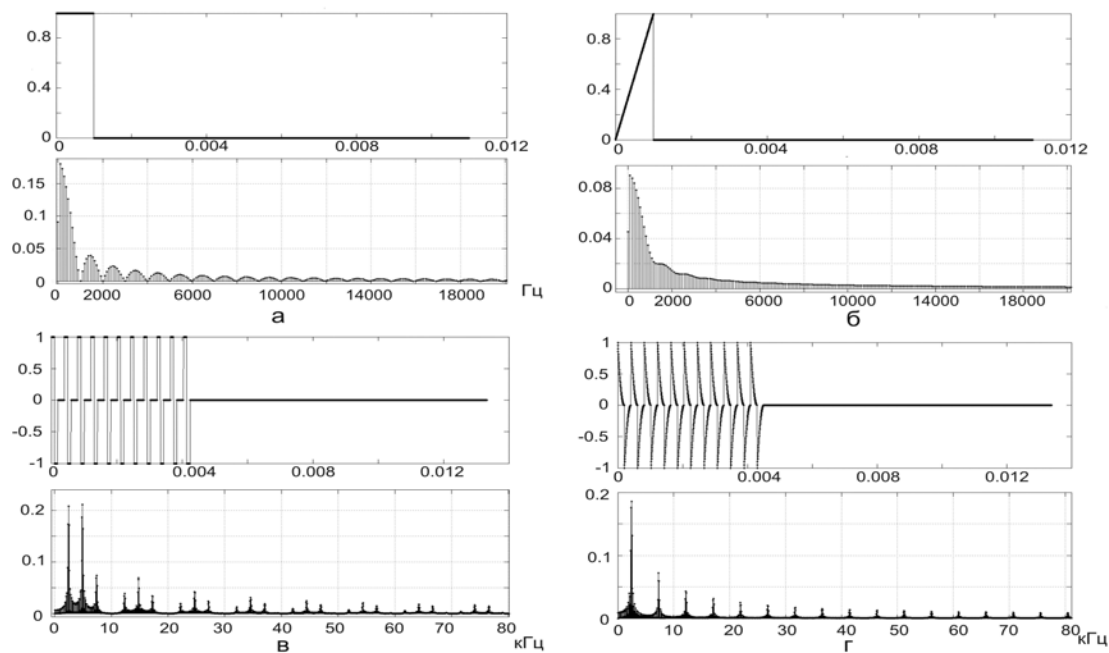


Рис. 3. Сигналы Эндомед: *а*) монополярные прямоугольные импульсы (Mono-Rec); *б*) монополярные треугольные импульсы (Mono-Tri); *в*) биполярные прямоугольные импульсы в пачках (Bi-Symm); *г*) русская стимуляция (R-Stim)

### Заключение

В данной работе выполнено моделирование сигналов электромиостимуляции, вычислены их спектры и параметры спектров. Для оценки миостимулирующих свойств импульсов использован энергетический критерий. Из анализа полученных результатов следует, что более эффективные стимулы характеризуются широкой эффективной полосой (1–20 кГц) и равномерным распределением мощности в эффективной полосе спектра. Предпочтительной является стимуляция биполярными сигналами в сравнении с однополярными. В лечебной практике используются сигналы, спектры которых лежат в области низких частот, в области средних частот, в смешанной области (НЧ+СЧ). Энергетически более эффективны сигналы, у которых спектр расположен в области до 10 кГц. Данные результаты могут быть использованы при синтезе сигналов электротерапии с заданными терапевтическими (миостимулирующими) свойствами.

## SPECTRAL ANALYSIS OF SIGNALS OF MUSCLE ELECTROSTIMULATION

A.N. OSIPOV, M.V. DAVYDOV

### Abstract

Modelling of electrical stimulation signals have been carried out in the program package Mat-Lab. Spectrum of LF-impulses have been researched for detection of regularities in frequency characteristics of the signals. Spectrums have been estimated on an effective spectrum width of signals and a weighting coefficient of variation. More effective stimulation signals are characterized by a wide band (1–20 kHz) and a uniform distribution of signal's power in the band of the spectrum. Signals with a spectrum which is in range up to 10 kHz are more effective energetically.

## Литература

1. Улащик В.С., Лукомский И.В. Общая физиотерапия. М., 2004.
2. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. М., 2003.
3. Endomed 982. Operation Instruction. DIMEQ 1994. 85 с.
4. Ануфриев И., Смирнов А., Смирнова Е. MATLAB 7.0. СПб., 2005.
5. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / Под ред. Р.И. Утямышева и М. Враны. М., 1983.