

А.М. Шайдук, С.А. Останин

Моделирование электромиографического сигнала средствами LabVIEW

A.M. Shayduk, S.A. Ostanin

Modeling Electromyographic Signal by the Means of LabVIEW

Построена математическая модель электромиосигнала, учитывающая асинхронность сигналов отдельных двигательных единиц. Выполнен анализ спектра модельного сигнала такого типа. Разработан виртуальный генератор, позволяющий изучать свойства модельного миосигнала и сравнивать их с реальными миосигналами.

Ключевые слова: математическая модель, электромиосигнал, LabVIEW.

Сложные, хаотические электромиосигналы, снимаемые с поверхности кожи, в непосредственной близости от сокращающихся мышц, являются результатом сложения электрических потенциалов, генерируемых большим количеством так называемых двигательных единиц (групп мышечных волокон) [1].

В работе [2] описывается модель электромиосигнала, предложенная Agarwal и Gottlieb [3], в виде свертки квазипериодической последовательности единичных импульсов (δ -функций Дирака) и базового импульса как сумма сигналов 20–40 двигательных единиц. Степень хаотичности такого сигнала определяется, по оценкам авторов [3], дисперсией нормально распределенного периода следования импульсов и количеством суммируемых сигналов. Действительно, с ростом количества суммируемых сигналов результирующий модельный сигнал кажется все более сложным. Однако спектральный анализ такого типа сигналов [3] показывает, что хаотичность сигнала определяется не количеством интерферирующих сигналов, а величиной дисперсии периода следования импульсов каждой двигательной единицы.

Мы полагаем, что сложная форма миосигнала обусловлена асинхронностью интерферирующих импульсов отдельных двигательных единиц. Поскольку отдельные двигательные единицы имеют независимые каналы инициализации, естественно предположить, что суммируемые последовательности импульсов в большей степени отличаются фазой и в меньшей степени – частотой. Независимость моментов инициализации разных двигательных единиц естественно отразить в модели через временной сдвиг, между последовательностями импульсов, величина которого распределена равно-

The authors built electromyographic signal mathematical model, taking into account non-synchronous signal of the separate motor units. The analysis of the spectrum of the model signal of such type is executed. Virtual generator allowing us to study the characteristics of model miographic signal and compare them with real electromyographic signal was worked out.

Key words: mathematical model, electromyographic signal, LabVIEW.

мерно в интервале от нуля до среднего значения периода следования импульсов.

Синтез электромиосигнала был осуществлен следующим образом. Генерировалось заданное количество последовательностей периодически или квазипериодически (по выбору) следующих моноимпульсов, каждая из которых сдвигалась во времени на случайный интервал времени, величина которого распределена равномерно, в пределах от нуля до среднего значения периода. Сформированные таким образом электромиосигналы отдельных двигательных единиц складывались, образуя суммарный электромиосигнал.

В качестве базового элемента для синтеза электромиосигнала был выбран моноимпульс Гаусса. Во-первых, некоторые двигательные единицы генерируют электрические импульсы, форма которых близка к моноимпульсу Гаусса, во-вторых, математические преобразования функции, с помощью которой описывают моноимпульс Гаусса, могут быть легко выполнены аналитически. Численное моделирование электромиосигнала было выполнено в среде программирования LabVIEW. Для генерации моноимпульса использовался виртуальный прибор «Gaussian Monopulse.vi», который генерировал числовую последовательность y_i в соответствии со следующим выражением:

$$y_i = 2\pi \cdot a \sqrt{e} \cdot x_i f_c e^{-2(\pi x_i f_c)^2}, \quad (1)$$

где a – амплитуда моноимпульса; $x_i = i \cdot \Delta t - d$ (имеет размерность времени); $i = 0, 1, \dots, N-1$; Δt – интервал дискретизации сигнала по времени; d – величина задержки моноимпульса; N – количество значений y_i в моноимпульсе; f_c – центральная частота (здесь мы придержи-

ваемся терминологии, принятой в описании программы LabVIEW).

Сигнал одной двигательной единицы, состоящий из последовательности моноимпульсов вида (1), можно задать в виде:

$$y_{in} = \sum_{j=0}^{n-1} 2\pi \cdot a \sqrt{e} \cdot x_{ij} f_c e^{-2(\pi \cdot x_{ij} \cdot f_c)^2}, \quad (2)$$

где $x_{ij} = (i \cdot \Delta t - d_j) + N \cdot j$; $i = 0, 1 \dots N-1$; $j = 0, 1 \dots n-1$; n – количество моноимпульсов в последовательности. Если величина задержки моноимпульса d_j не зависит от номера импульса j , то последовательность (2) периодическая.

Предположим, что в формировании суммарного электромиосигнала участвует k двигательных единиц асинхронно генерирующих последовательности моноимпульсов. Результирующий сигнал можно описать суммой последовательностей вида (2) с индивидуальным значением сдвига d_l ($l = 0, 1 \dots k-1$) для каждой последовательности:

$$y_{inl} = \sum_{i=0}^{k-1} \sum_{j=0}^{n-1} 2\pi \cdot a \sqrt{e} \cdot x_{ijl} f_c e^{-2(\pi \cdot x_{ijl} \cdot f_c)^2}, \quad (3)$$

где $x_{ijl} = (i \cdot \Delta t - d_l) + N \cdot j$; $i = 0, 1 \dots N-1$; $j = 0, 1 \dots n-1$; n – количество моноимпульсов в последовательности; $l = 0, 1 \dots k-1$; k – количество последовательностей в суммарном модельном сигнале.

Основу программного эмулятора модельного электромиосигнала, выполненного с использованием технологии LabVIEW, составлял генератор последовательности моноимпульсов, выполненный в виде подприбора (рис. 1). Он генерировал массив, моделирующий электромиосигнал одной двигательной единицы. Основным элементом подприбора являлся генератор моноимпульса. На выходном терминале этого прибора формировался двумерный массив, содержащий номера элементов массива и соответствующие им значения потенциала моноимпульса в относительных единицах.

Подприбор последовательно генерировал количество моноимпульсов, определяемое целым числом, получаемым от средства контроля «Numeric». Увеличение длины последовательности импульсов обеспечивалось функцией «Insert Into Array» («Вставить в массив») в цикле с фиксированным числом итераций «For Loop». Функции «Array Subset» («Подмассив») и «Reshape Array» («Изменить форму массива») использовались для выделения из многомерного массива подмассива, содержащего последовательность моноимпульсов. В результате работы подприбор формирует на терминале «Array» («Массив») двумерный массив, соответствующий модели электромиосигнала одной двигательной единицы.

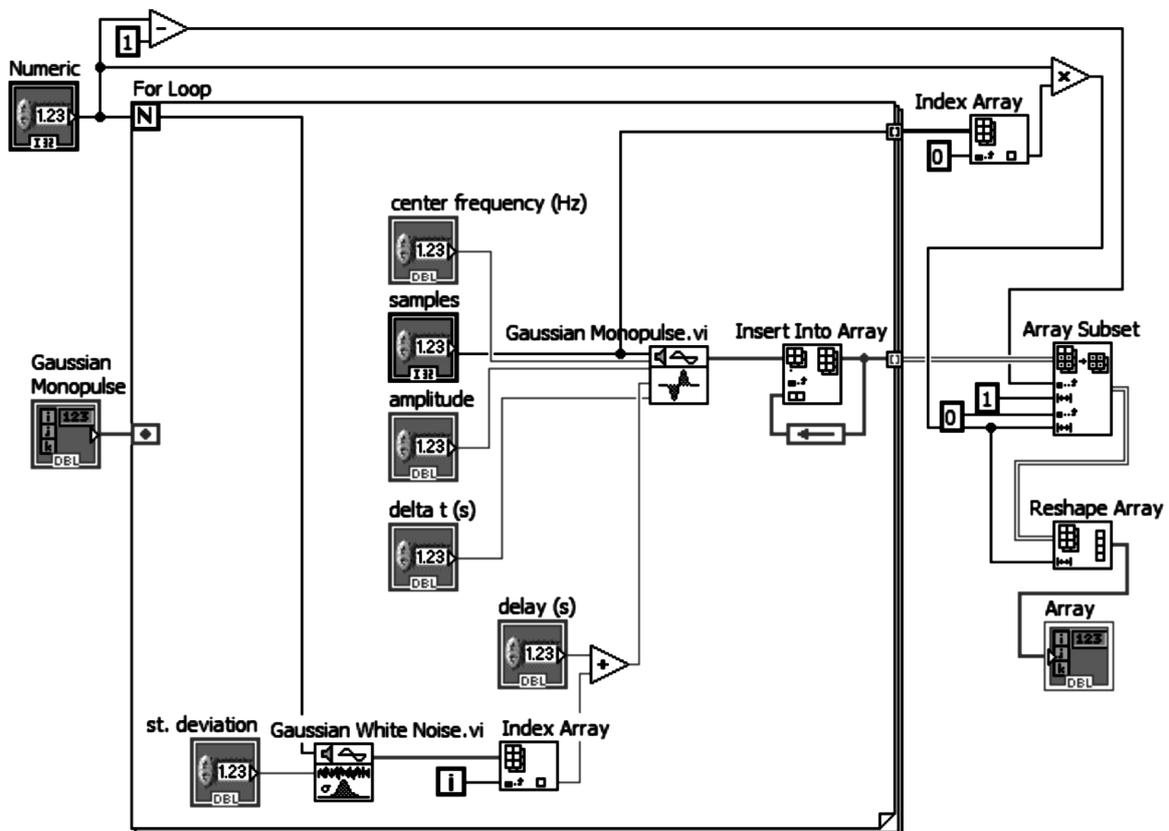


Рис. 1. Блок-схема подприбора генератора последовательности моноимпульсов одной двигательной единицы

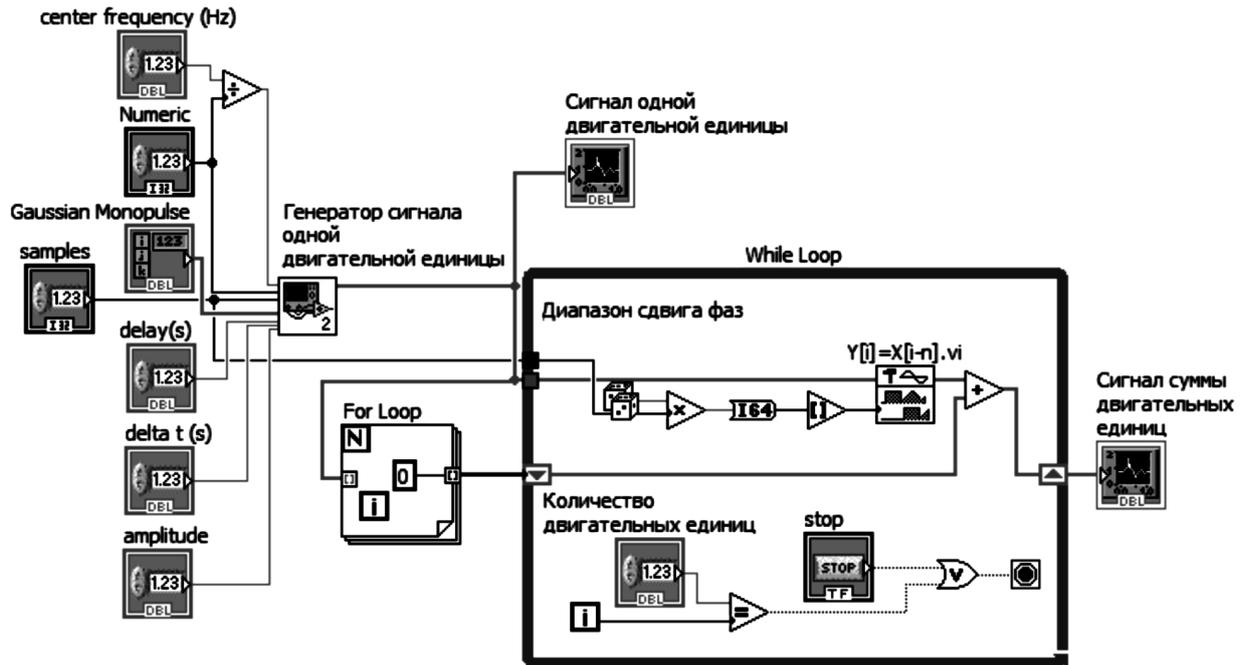


Рис. 2. Блок-схема генератора суммы последовательностей моноимпульсов

Поскольку сигнал поверхностной электромиограммы является результатом сложения электромиосигналов большого количества двигательных единиц, асинхронно генерирующих последовательности моноимпульсов, для эмуляции электромиосигнала мышцы использовалась процедура сдвига фазы каждой последовательности и суммирование этих последовательностей в цикле по условию «While Loop» генератора суммы последовательностей моноимпульсов (рис. 2).

На рисунке 3 представлен фрагмент модельного электромиосигнала мышцы, синтезированного со следующими параметрами: амплитуда моноимпульса $a=1$ отн.ед.; длительность сигнала – 1 с; интервал дискретизации сигнала по времени $\Delta t = 50$ мкс; количество значений модельного электромиосигнала $N = 2 \cdot 10^4$; значение центральной частоты моноимпульса $f_c = 300$ Гц; частота следования моноимпульсов – 20 Гц; случайный сдвиг последовательностей импульсов $d_i = 0 \dots 50$ мс; количество суммируемых последовательностей импульсов $k = 100$.

Как видно из рисунка 3, модель электромиосигнала мышцы имеет сложную форму, несмотря на строгую периодичность моноимпульсов во всех последовательностях, генерируемых моделями двигательных единиц (в отличие от модели [3]).

На рисунке 4 представлен фрагмент реального электромиосигнала плечевой мышцы, совершающей работу по удержанию груза массой 5 кг (программное обеспечение электромиографа также реализовано на базе LabVIEW [4]).

Сравним результаты численного моделирования с математической моделью электромиосигнала. Пусть $f(t)$ – одиночный сигнал, сформированный мотонейроном [1]. Определим спектр одиночного сигнала $A_0(\omega)$ соглашением

$$A_0(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-i\omega t} dt.$$

Сигнал, вызывающий сокращение двигательной единицы, представляет собой суперпозицию одиночных сигналов, сформированных мотонейроном последовательно и следующих друг за другом через некоторый интервал времени τ_r , т.е.

$$f_r(t) = \sum_{n=0}^{N-1} f(t - n\tau_r). \quad (4)$$

Здесь N число моноимпульсов в регулярном сигнале. Спектр сигнала (4) $A_r(\omega)$ определяется как

$$A_r(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f_r(t) \cdot e^{-i\omega t} dt = A_0(\omega) \cdot \sum_{n=0}^{N-1} e^{-i\omega\tau_r n} = A_0(\omega) A_1(\omega),$$

где

$$A_1(\omega) = \sum_{n=0}^{N-1} e^{-i\omega\tau_r n} = e^{-i\omega\tau_r (N-1)/2} \cdot \frac{\sin(\omega\tau_r N/2)}{\sin(\omega\tau_r/2)}.$$

Регистрируемый электромиографический сигнал является суперпозицией регулярных периодических сигналов $f_r(t)$ типа (4), генерируемых отдельными независимыми нейронами. Будем считать, что относительный сдвиг этих сигналов по времени τ_h , при этом для разных нейронов, принимает случайные значения, т.е. величина τ_h является случайной, описываемой той или иной статистической плотностью распределения $\phi(\tau_h)$.

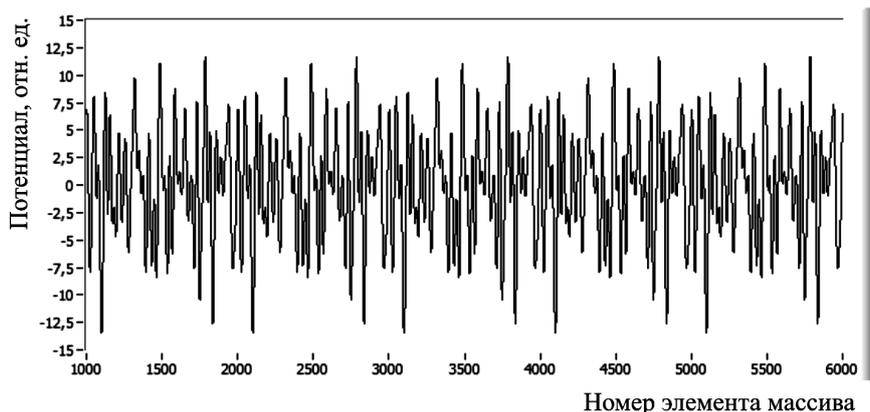


Рис. 3. Результат эмуляции электромиосигнала мышцы

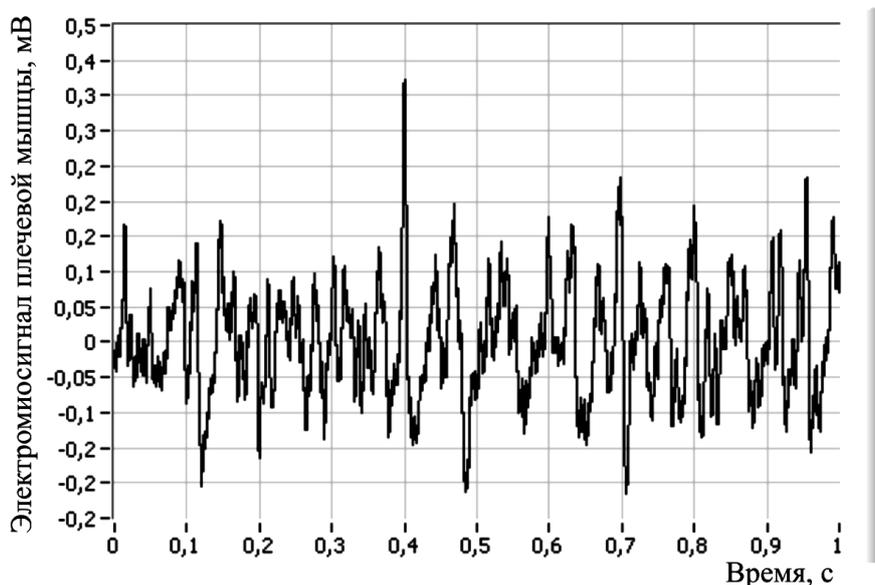


Рис. 4. Электромиограмма плечевой мышцы, совершающей работу

Следовательно, для регистрируемого электромиографического сигнала, считая вклады разных нейронов одинаковыми (что, видимо, несущественно), можем записать

$$f_S(t) = \sum_{k=0}^{K-1} f_r(t - \tau_h(k)), \quad (5)$$

где $\tau_h(k)$ – реализация случайного сдвига сигнала, генерируемого n -м нейроном.

Спектр сигнала вида (5) можно представить аналогичным образом как

$$A_h(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f_S(t) \cdot e^{-i\omega t} dt = A_r(\omega) \cdot \sum_{k=0}^{K-1} e^{-i\omega \tau_h(k)} = A_r(\omega) A_2(\omega), \quad (6)$$

где $A_2(\omega) = \sum_{k=0}^{K-1} e^{-i\omega \tau_h(k)}$.

Таким образом, спектр такого модельного электромиографического сигнала представляет собой произведение спектральных функций

$$A_h(\omega) = A_0(\omega) \cdot A_1(\omega) \cdot A_2(\omega),$$

в котором первый множитель является спектром исходного моноимпульса. Аналогичным образом, спектральная мощность сигнала

$$S(\omega) = A_h(\omega) \cdot A_h^*(\omega) = |A_0(\omega)|^2 \cdot |A_1(\omega)|^2 \cdot |A_2(\omega)|^2 \quad (7)$$

является произведением соответствующих спектральных мощностей. Спектральную мощность $S_2(\omega) = |A_2(\omega)|^2$ можно получить в результате численного моделирования, выбрав тот или иной тип статистики.

На рисунке 5 приведены результаты такого моделирования для равномерного распределения величины τ_h на отрезке $[-\tau_r, \tau_r]$.

Из рисунка 5 и соотношения (4) видно, что регистрируемая спектральная мощность электромиосигнала может оказаться чрезвычайно усиленной в диапазоне частот вблизи нуля из-за специфического поведения спектральной мощности $S_2(\omega)$.

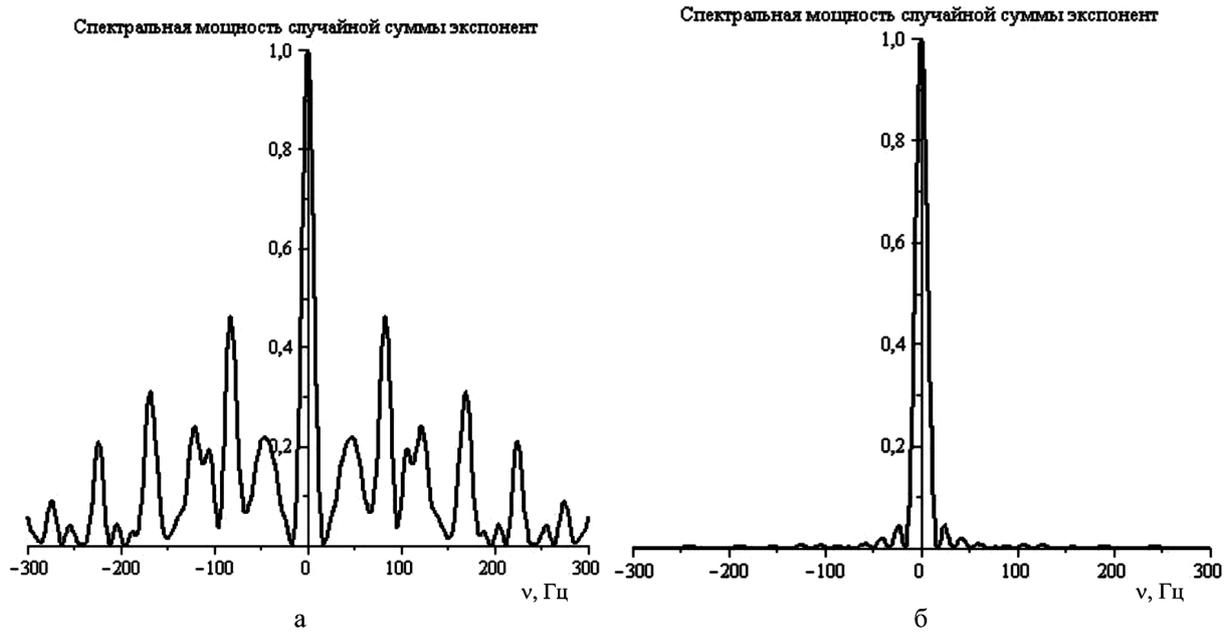


Рис. 5. Зависимость спектральной мощности S_2 от частоты для $\tau_r = 3 \cdot 10^{-2} c$: а – число слагаемых $N = 10$; б – число слагаемых $N = 1000$

Интерференция сигналов со случайным сдвигом фаз приводит к резкому усилению сигналов с частотой, близкой к нулю. Соответствующий диапазон частот есть $-\pi/\tau_r < \omega < \pi/\tau_r$, или $-1/(2\tau_r) < \nu < 1/(2\tau_r)$. Поэтому, если в измеряемом электромиосигнале вследствие погрешностей измерения или обработки результатов появятся низкочастотные артефакты (например, небольшая постоянная составляющая), то они и будут давать основной вклад в спектральную мощность сигнала. Необходимо специально обрабатывать сигнал до процедуры спектрального анализа, удаляя из сигнала постоянную составляющую. Если в качестве аналитического представления функции $f(t)$ выбрать гауссовский моноимпульс, то можно получить и количественные оценки. Запишем функцию $f(t)$ в виде

$$f(t) = t \cdot e^{-\left(\frac{t}{\tau_0}\right)^2}, \tag{8}$$

где τ_0 – характерная длительность моноимпульса, которая составляет 3–20 мс.

Спектр гауссовского моноимпульса может быть вычислен аналитически

$$A_0(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-i\omega t} dt = -i \frac{\sqrt{\pi}}{2} \tau_0^3 \cdot \omega \cdot e^{-\frac{\omega^2 \tau_0^2}{4}}. \tag{9}$$

Максимум спектральной мощности соответствует частоте $\omega = \sqrt{2}/\tau_0$.

При уменьшении частоты ниже значения $\sqrt{2}/\tau_0$ спектральная мощность быстро падает до нуля. Если $\pi/\tau_r \ll \sqrt{2}/\tau_0$, то эффект усиления низкочастотных составляющих сигнала может не возникать по причине их малости в исходном спектре $A_0(\omega)$. Иными словами, если в модельном регулярном сигнале

$$\frac{\tau_r}{\tau_0} \gg \frac{\pi}{\sqrt{2}} \sim 1,$$

то усиление низкочастотных составляющих сигнала может не проявиться.

На рисунке 6 приведены результаты численного моделирования для спектральной мощности сигналов, где в качестве исходной функции $f(t)$ использовался гауссовский моноимпульс.

На рисунках 6а приведена спектральная мощность сигнала, в котором отсутствуют случайные временные сдвиги, все нейроны работают когерентно; 6б – спектральная мощность сигнала, состоящего из сотни сигналов типа (4), со случайно распределенным временным сдвигом τ_h , т.е. сигнала типа (5). В спектре сигнала по-прежнему присутствует выраженная тонкая структура, описывающая присутствие периодичности в исходном импульсе.

Если, наоборот, выполняется условие $\frac{\tau_r}{\tau_0} \leq 1$, то спектр сигнала качественно меняется по причинам,

уже сформулированным выше. Из спектра исчезает информация об огибающей исходного одиночного

миоимпульса и о частоте регулярной компоненты миосигнала.

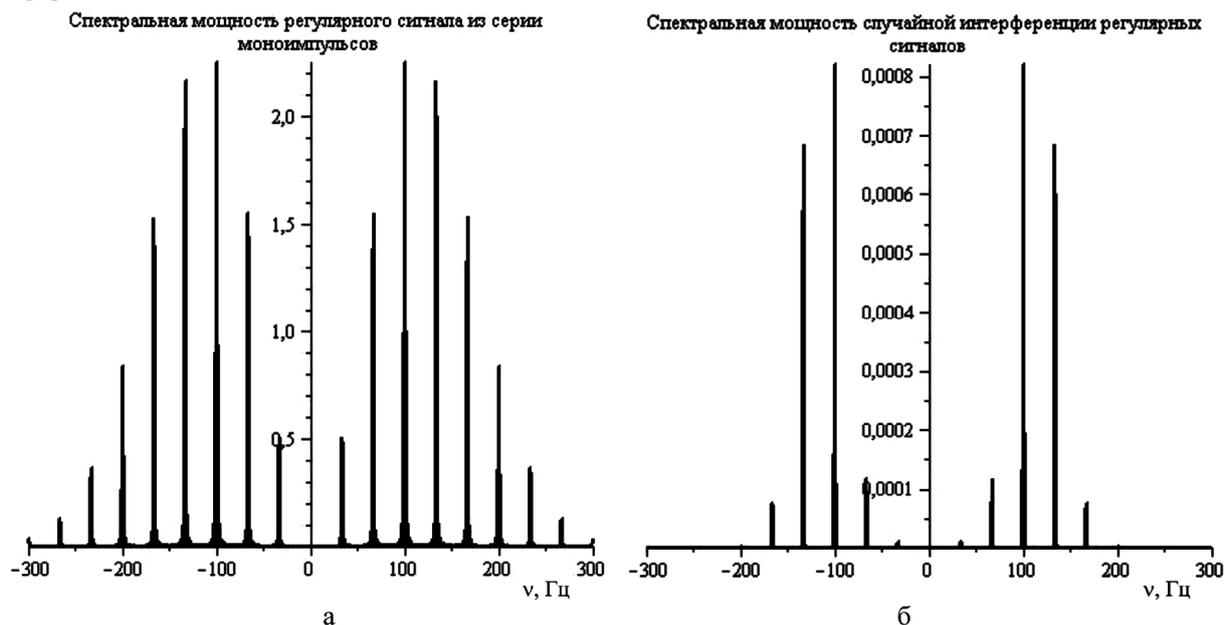


Рис. 6. а – спектральная мощность серии моноимпульсов;
б – спектральная мощность случайной интерференции 100 реализаций моноимпульсов

В этом случае получение информации о структуре сигнала отдельного мотонейрона уже невозможно. Отметим однако, что в реальных миографических сигналах частота следования миоимпульсов десятки герц, т.е. период следования импульсов десятки миллисекунд, а характерное время существования отдельного импульса единицы миллисекунд [2].

Адекватность предложенной модели электромиосигнала подтверждена сравнением со свойствами реальных миограмм. Специфичность спектров миосигнала позволила поставить и решить проблему восстановления формы исходного моноимпульса и частоты следования по характеристикам совокупного электромиосигнала. Результаты сравнения и методика восстановления здесь не приведены из-за недостатка места и будут изложены в последующих публикациях.

Библиографический список

1. Физиология человека / под ред. Г.И. Косицкого. – 3-е изд., перераб. и доп. – М., 1985.
2. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход: пер. с англ. / под ред. А.П. Немирко. – М., 2007.
3. Agarwal G.C. and Gottlieb G.L. An analysis of the electromyogram by Fourier simulation and experimental techniques // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1975. – V. 22, No. 3.
4. Останин С.А. LabVIEW в биомедицине. – Барнаул, 2009.