

А.М. Шайдук, С.А. Останин

Восстановление параметров электромиографического сигнала средствами LabVIEW

A.M. Shayduk, S.A. Ostanin

Determination of the Parameters of the Electromyographic Signal by Means of LabVIEW

Изложено теоретическое обоснование возможности получения информации о форме и частоте следования потенциалов действия отдельных двигательных единиц из интерференционного электромиографического сигнала. Приведены результаты работы прибора, выполненного с использованием технологии LabVIEW, принцип действия которого основан на предложенном авторами способе анализа электромиографического сигнала.

Ключевые слова: моделирование электромиографических сигналов, реконструкция потенциала действия отдельной двигательной единицы.

Электрическая активность мышц исследуется для диагностики состояния нервно-мышечного аппарата, контроля эффективности его лечения, прогнозирования длительности восстановления после лечения. Для получения данных об электрических потенциалах, генерируемых клетками мышц, наиболее информативен способ, при котором в исследуемую мышцу вводят игольчатые электроды (так называемая игольчатая электромиография). Наблюдаемые при электромиографическом исследовании потенциалы являются потенциалами действия одной двигательной единицы (ПДОДЕ) мышечного волокна. В виду инвазивности способа, сфера его применения ограничена.

Альтернативным считается способ, при котором электроды, предназначенные для съема электрических потенциалов, размещают на поверхности кожи над мышцей. Преимущества этого метода следующие: атравматичность, отсутствие риска инфекции, простота обращения с электродами. Однако большой размер поверхностного электрода и его удаленность от мышечной ткани позволяют регистрировать с его помощью только суммарную электрическую активность мышц, представляющую собой интерференцию потенциалов действия многих сотен и тысяч мышечных волокон, и не позволяют исследовать поверхностными электродами параметры отдельных мышечных потенциалов.

В работах [1, 2] была предложена математическая модель интерференционного электромиографического сигнала, на базе которой создан эмулятор

This paper states theoretical motivation of the possibility to receive information on the form and repetition rate potential actions of the separate motor units from interference EMG signal. The authors presented the device which was made using LabVIEW technologies and based on analysis of EMG signal.

Key words: modeling EMG signal, reconstruction of the potential of the separate motor unit operation.

электромиографического сигнала. Анализ математической модели показал, что спектр сигнала имеет структуру

$$S(\omega) = A_h(\omega) \cdot A_h^*(\omega) = |A_0(\omega)|^2 \cdot |A_1(\omega)|^2 \cdot |A_2(\omega)|^2, \quad (1)$$

где $S(\omega)$ – спектральная мощность сигнала; $A_h(\omega)$ – комплексная спектральная функция; $A_h^*(\omega)$ – сопряженная спектральная функция; $A_0(\omega)$ – спектр одиночного импульса одной двигательной единицы; $A_1(\omega)$ – спектр дельта-функций; $A_2(\omega)$ – компонента, отражающая случайный сдвиг фаз последовательностей импульсов различных двигательных единиц.

Это дает основания считать, что существует возможность приближенно восстановить характеристики формы одиночных импульсов одной двигательной единицы и частоту их следования по интерференционной электромиограмме, полученной неинвазивным способом.

Покажем теперь возможность восстановления некоторых параметров электромиосигнала, если известна его спектральная мощность $S(\omega)$.

Формальное решение проблемы, конечно, известно. Если имеется спектральная функция $A_h(\omega)$ регистрируемого миографического сигнала $f_s(t)$, то миографический сигнал $f_s(t)$ может быть восстановлен с помощью обратного преобразования Фурье.

Однако на практике такой метод восстановления сигнала вряд ли будет успешен по следующим причинам:

1. Спектральные анализаторы измеряют обычно спектральную мощность $S(\omega) = (\text{Re}(A_h(\omega)))^2 + (\text{Im}(A_h(\omega)))^2$, а не спектральную функцию $A_h(\omega)$. К тому же измеряют они ее, как правило, на некотором дискретном множестве значений ω .

2. Спектральная функция $A_h(\omega)$ является комплексной. Задача восстановления действительной и мнимой части функции $A_h(\omega)$ по ее спектральной мощности требует решения уравнения

$$(\text{Re}(A_h(\omega)))^2 + (\text{Im}(A_h(\omega)))^2 = S(\omega). \quad (2)$$

Решение этого уравнения невозможно без дополнительных гипотез о поведении комплексной функции $A_h(\omega)$.

3. Действительная и мнимая часть спектральной функции $A_h(\omega)$ являются чрезвычайно быстро осциллирующими функциями, в которых заложена вся информация о поведении миографического сигнала. Вид функции меняется даже при изменении начала отсчета времени регистрации мио сигнала. Часть этой информации совершенно не важна для

оценки параметров мио сигнала и вполне может быть опущена.

Частоту следования потенциала действия отдельной двигательной единицы можно восстановить, наблюдая тонкую структуру спектра мио сигнала. Моделирование электромиосигналов [1, 2] предсказывает весьма характерный спектр. На рисунке 1 представлен спектр модельного электромиосигнала отдельной двигательной единицы с частотой следования потенциалов действия 33 Гц. Видно, что спектр имеет тонкую структуру, состоящую из эквидистантно расположенных спектральных линий, расстояние между которыми равно частоте следования отдельного потенциала действия (в данном случае 33 Гц). Разумеется, этот вывод прямо следует из особенностей математической модели электромиосигнала и элементарных свойств преобразования Фурье, тонкая структура спектра может исчезнуть из-за некогерентной интерференции множества миограмм, продуцируемых различными двигательными единицами.

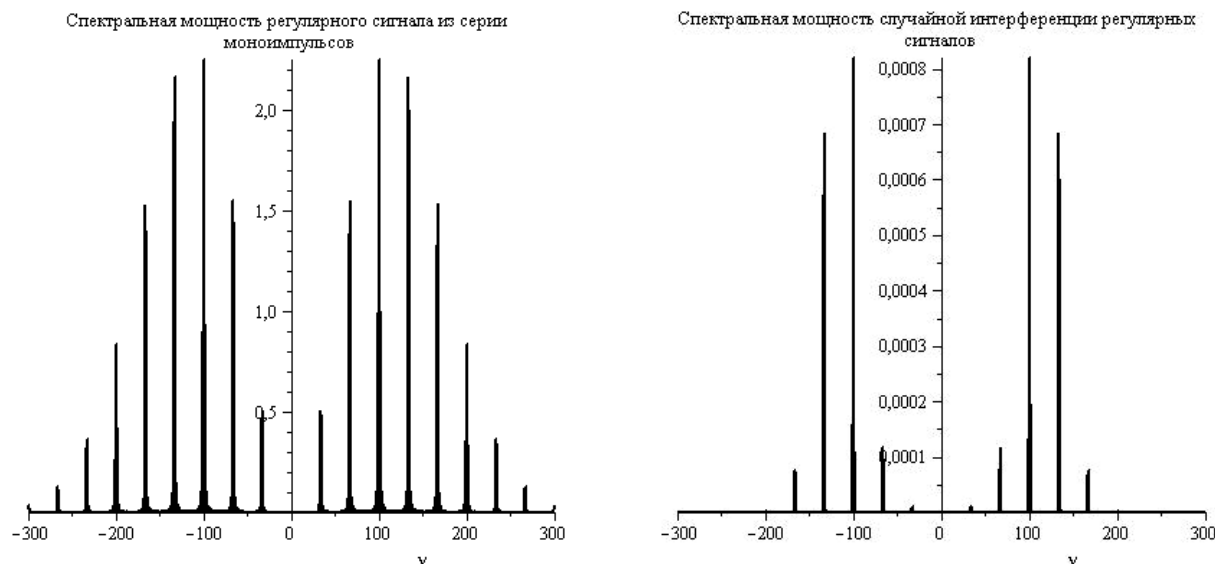


Рис. 1. Тонкая структура спектра последовательностей потенциала действия отдельной двигательной единицы

На рисунке справа приведен спектр модельной интерференционной миограммы для тех же частот следования. Из графика видно, что некоторые спектральные линии действительно исчезли или интенсивность их существенно изменилась. Однако спектр по-прежнему имеет хорошо выраженную тонкую структуру и частота следования отдельных потенциалов действия по этому спектру уверенно определяется. Конечно, этот вывод пока справедлив лишь для математической модели интерференционной электромиограммы. Существует целый ряд причин (на некоторых мы остановимся ниже), по которым тонкая структура в спектре реальной миограммы может исчезнуть или быть недостаточно ярко выраженной, что приведет к невозможности

определения частоты следования отдельных потенциалов действия. Поэтому метод требует экспериментального подтверждения путем анализа спектров реальных (не модельных) электромиограмм, снятых у пациентов.

Из результатов анализа математической модели [2] следует, что огибающая спектра, представленного на рисунке 1, определяется спектральной мощностью потенциала действия отдельной двигательной единицы. Поэтому свойства огибающей передают нам часть информации о свойствах спектра потенциала действия отдельной двигательной единицы, вид которого в общем случае нам неизвестен и ранее не восстанавливался из интерференционных электромиограмм. В частности, характерная дли-

тельность τ_0 отдельного потенциала действия сразу оценивается из соотношения неопределенностей

$$\tau_0 \approx 1 / \Delta\nu,$$

где $\Delta\nu$ – характерная ширина огибающей спектра, представленного на рисунке 1.

Если предположить (как в работе [1]), что потенциал действия отдельной двигательной единицы близок по форме к моноимпульсу Гаусса, то, как следует из выводов работы [2], реальная часть спектра ПДОДЕ близка к нулю. В этом случае уравнение (2) решается относительно мнимой части неизвестного спектра ПДОДЕ $\text{Im}(A_0(\omega))$, поскольку функция $S_0(\omega)$ восстанавливается по огибающей спектра.

$$\text{Im}(A_0(\omega)) = \sqrt{S_0(\omega)}. \quad (3)$$

Заметим, что даже модельная интерференционная миограмма все же не имеет спектра, похожего на спектр, приведенный на рисунке 1. Поэтому даже для модельной интерференционной миограммы процедура восстановления спектра ПДОДЕ не столь проста, как для миограммы отдельной двигательной единицы. Как видно из рисунка, теперь огибающая спектра может быть построена лишь с большими и носящими случайных характер искажениями.

Однако следует отметить, что представленный на рисунке 1 спектр есть отдельная реализация спектра случайной интерференции множества миограмм отдельных двигательных единиц. Численное моделирование, проведенное нами на основе модели, изложенной в [2], показало, что усредненный по случайным реализациям спектр вновь приближается к спектру миограммы отдельной двигательной единицы. Спектр ПДОДЕ теперь снова приблизительно может быть оценен с помощью соотношения (3), только под функцией $S_0(\omega)$ нужно понимать функцию, усредненную по множеству реализаций.

Реальная интерференционная электромиограмма будет, конечно, получена для какого-то ограниченного промежутка времени T . Выясним, каким должен быть этот промежуток времени, т.е. сколько времени должен сниматься интерференционный миографический потенциал с мышечной области. Предполагая в дальнейшем использовать дискретное преобразование Фурье, выполним дискретизацию сигнала, разбив промежуток времени на N одинаковых отрезков. В этом случае из дискретного преобразования Фурье

$$A(\omega_k) = \sum_{n=1}^N f(t_n) \cdot e^{-i\omega_k t_n}, \quad (4)$$

где

$$\omega_k = 2\pi \frac{k}{T}, t_n = T \cdot \frac{n}{N},$$

следует, что расстояние между соседними точками в спектре есть $\Delta\nu = 1 / T$. Пусть частота следования моноимпульсов ПДОДЕ и, как следствие, расстояние между соседними линиями тонкой структуры есть ν_0 . Чтобы разрешить две соседних спектраль-

ных линии, нужно, чтобы они прописывались по крайней мере $N_0 > 3$ точками, при этом относительную погрешность определения частоты следования можно оценить как

$$\varepsilon = \frac{\Delta\nu_0}{\nu_0} \sim \frac{1}{N_0}.$$

С другой стороны,

$$\varepsilon = \frac{\Delta\nu_0}{\nu_0} = \frac{1}{\nu_0}.$$

Отсюда

$$T_0 > \varepsilon\nu_0, \quad (5)$$

где ε – относительная ошибка определения частоты следования импульса ПДОДЕ.

Знак $>$ в соотношении (5) показывает, что так как мы находим минимальное время измерения миограммы, при увеличении времени T точность спектрального анализа может увеличиваться. Например, если $\nu_0 = 10$ Гц, а относительная погрешность $\nu_0 = 0,1$, то минимальная продолжительность регистрации миосигнала $T_0 = 1$ с.

Последовательности моноимпульсов в реальной отдельной двигательной единице в процессе измерения вполне могут изменять частоту следования. Иными словами, может существовать некоторый промежуток времени T_{coh} , в течение которого изменением частоты следования можно пренебречь. Очевидно, что продолжительность регистрации миосигнала должна быть «зажата» между этими двумя временами

$$T_0 < t < T_{coh}.$$

Если окажется, что $T_{coh} < T_0$, то восстановление частоты следования импульсов изложенным методом невозможно. Определение времени T_{coh} – экспериментальная проблема, вероятно, зависящая от группы мышц или состояния пациента.

Основу прибора для восстановления (рис. 2) составляет виртуальный прибор «Inverse FFT.vi» («Обратное быстрое преобразование Фурье»). На «терминал ввода спектра» поступает спектр мощности интерференционного электромиографического сигнала, усредненный по множеству реализаций. На вход виртуального прибора «Inverse FFT.vi» необходимо подавать массив комплексных чисел, который формируется из массивов реальной и мнимой частей. Нулевые значения реальной части получаются умножением на ноль массива значений спектра мощности. Массив мнимой части получен путем извлечения квадратного корня из спектра мощности, в соответствии с (2). Виртуальные приборы «Array Size» («Размер массива»), «Split 1D Array» («Разделение одномерного массива»), «Insert Into Array» («Вставка в массив») использованы для корректного преобразования формы представления мнимой части спектра. Восстановленный моноимпульс отображается на графическом индикаторе «Восстановленный сигнал».

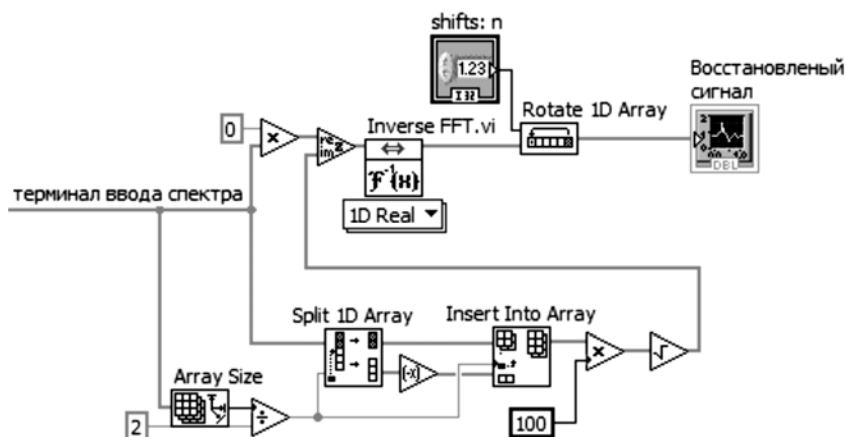


Рис. 2. Прибор для восстановления моноимпульса

Аналогичный прибор (рис. 2) был использован для восстановления формы моноимпульса из усредненного спектра мощности реальной интерференционной электромиограммы мышцы человека. Для съема биопотенциалов использовались электроды с покрытием из хлорида серебра, усилитель биопотенциалов был выполнен на основе маломощного инструментального усилителя AD623AN, аналого-цифровое преобразование осу-

ществлялось с использованием системы сбора данных 6008-USB (производства National Instrument). Электроды фиксировались на плечевой мышце испытуемого, который удерживал груз массой 1,5 кг. Пример зарегистрированного интерференционного электромиографического сигнала и его спектра мощности приведен на рисунке 3. На рисунке 4 показан результат восстановления моноимпульса.

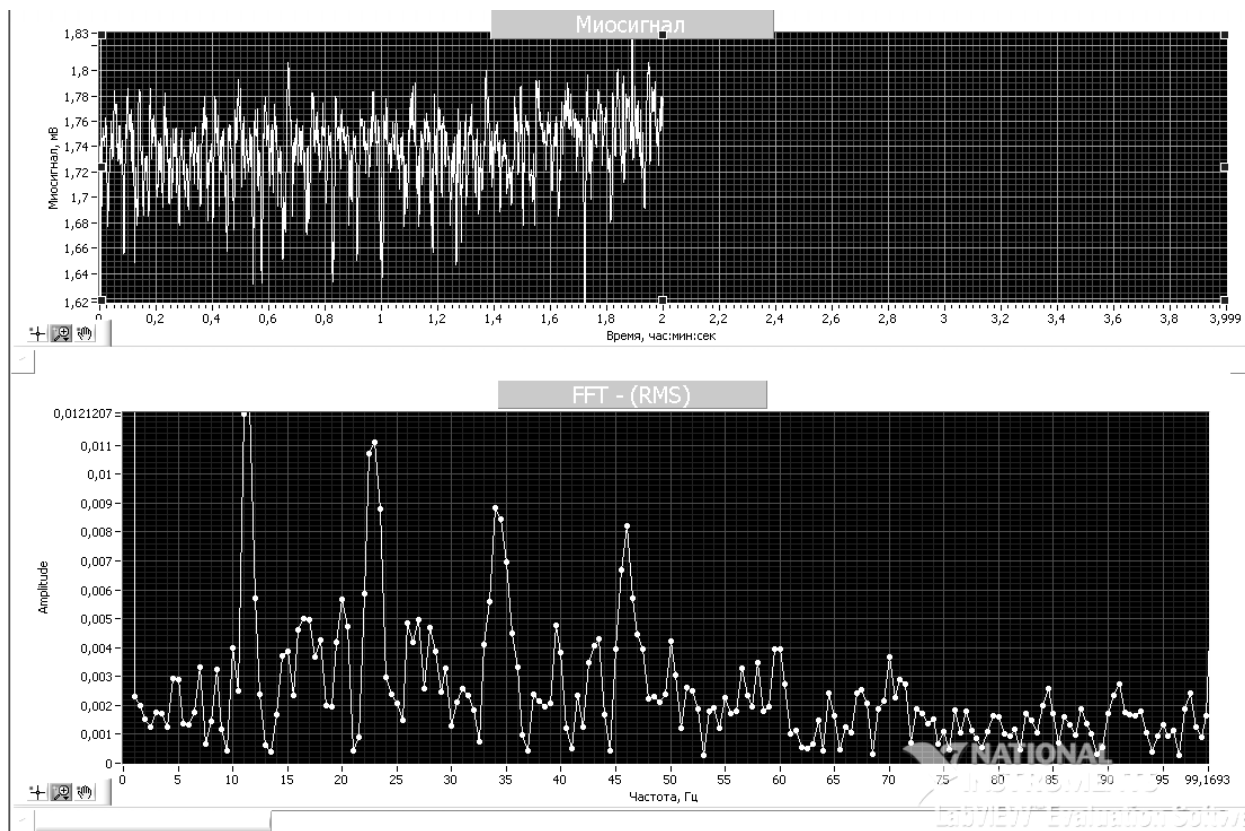


Рис. 3. Интерференционный электромиографический сигнал плечевой мышцы человека («Миосигнал») и его спектр мощности («FFT»)

Из рисунка 3 видно, что спектр реальной миограммы действительно имеет тонкую структуру, состоящую из эквидистантно расположенных спектральных линий, что и предсказывает изложенная нами модель. Легко определяется частота следова-

ния ПДОДЕ, равная в данном случае 12 ± 1 Гц. Совпадение спектра реальной миограммы с модельным спектром может служить экспериментальным подтверждением адекватности моделей, используемых в [1, 2].

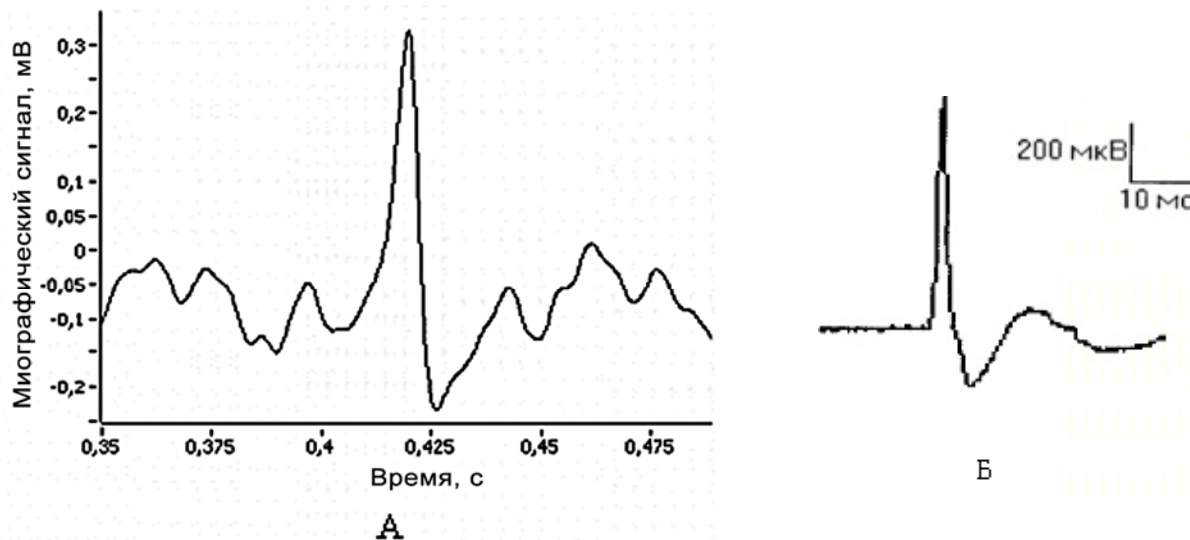


Рис. 4. А – моноимпульс, восстановленный из усредненного спектра интерференционного электромиографического сигнала плечевой мышцы человека; Б – потенциал двигательной единицы, зарегистрированный инвазивным способом [3]

Полученные результаты доказывают возможность определения значения частоты следования моноимпульсов по усредненному спектру мощности ин-

терференционной электромиограммы и временных характеристик моноимпульса по результату его восстановления.

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М., 2007.
2. Шайдук А.М. Моделирование электромиографического сигнала средствами LabVIEW // Известия АлтГУ. – 2010. – №1(59).
3. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. – Иваново, 2003.