

УДК 51-76

Анализ моделей электромиограммы в задаче управления биоэлектрическим протезом предплечья

***Рудный Н.Е.**, студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»*

***Догадов А.А.**, студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»*

***Маркова М.В.**, студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Биомедицинские технические системы»*

***Маслов А.Е.**, студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Проектирование и технология производства электронной аппаратуры»*

*Научный руководитель: **Кобелев А.В.**, ассистент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
bauman@bmstu.ru*

Введение

В последнее время биоэлектрические протезы верхних конечностей получили широкое применение. По данным, любезно предоставленным Департаментом социальной защиты населения города Москвы, в Москве в период с 2009 по 2012 г. установлено 72 биоэлектрических протеза.

Для решения задачи управления биоэлектрическим протезом важно иметь возможность определить тип совершаемого движения и оценить его силу по распределению потенциалов на поверхности кожи. Для решения поставленной задачи, кроме использования различных классификаторов возможно использовать математическую модель, связывающую силу и тип совершаемого движения с распределением потенциалов на поверхности кожи для решения обратной задачи, то есть нахождения по распределению потенциалов сила и типа движений.

В данной работе приведено сравнение основных моделей, описывающих распределение потенциала на поверхности кожи.

Скелетные мышцы состоят из мышечных волокон. Каждое волокно представляет из себя многоядерную клетку цилиндрической формы диаметром от 20 до 80 мкм и длиной от нескольких миллиметров до десятков сантиметров, в зависимости от длины мышцы. Каждое мышечное волокно находится в тонкой прозрачной мембране, называемой сарколеммой.

Основным управляющим и рабочим элементом мышцы является двигательная единица (ДЕ). ДЕ включает в себя мотонейрон с аксоном и всей совокупностью мышечных волокон, иннервируемых его конечными разветвлениями.

ДЕ - наименьший мышечный элемент, который может быть активизирован усилием воли. Принято считать, что волокна, образующие ДЕ активизируются синхронно и вытянуты вдоль мышцы. Мышечные волокна одной и той же ДЕ не расположены компактно, так что, территории, занимаемые отдельными ДЕ взаимно перекрываются. Количество двигательных единиц в скелетных мышцах человека варьируется от 3 (глазная мышца) до 1500 (мышцы ног). Крупные мышцы насчитывают сотни мышечных волокон в каждой ДЕ. Мышцы для точных движений имеют меньшее количество волокон в каждой ДЕ. Количество мышечных волокон, приходящееся на один мотонейрон, известно как коэффициент иннервации.

Интенсивность сокращений зависит от следующих двух факторов:

- 1) рекрутирование новых ДЕ с увеличением развиваемого усилия;
- 2) увеличение частоты следования потенциала действия двигательной единицы (частоты возбуждения ДЕ) по мере возрастания усилия.

При малых усилиях главную роль в нарастании напряжения мышцы играет увеличение частоты импульсов двигательной единицы, а при больших - преобладает рекрутирование новых ДЕ.

По функциональным признакам двигательные единицы делят на три группы:

1. быстрые, утомляемые;
2. быстрые, устойчивые к утомлению;
3. медленные, устойчивые к утомлению.

ДЕ активизируются в различные моменты времени и с различными частотами. Механический эффект таких сокращений сливается и суммируется, формируя тетаническое сокращение с возрастающей силой. При этом на поверхности кожи формируется ЭМГ сигнал интерференционного типа.

В работе рассмотрены две группы моделей формирования ЭМГ: модели ЭМГ на основе модели Розенфалка, и модель, предложенная Сафиным.

Модели ЭМГ на основе модели Розенфалка

Широкое распространение получила модель Розенфалка (*Rosenfalck P.*, 1969). Согласно этой модели, распределение внутриклеточного потенциала (IAP) мышечного волокна вдоль оси можно представить в виде:

$$IAP(z) = Az^3 e^{-\lambda z} - B; \quad (1)$$

где

z – координата вдоль оси волокна.

В работе Розенфалка эмпирическим путем были установлены значения коэффициентов A , B и λ как

$$IAP(z) = 96z^3 e^{-z} - 90. \quad (2)$$

Существует прямая связь между пространством (z) и временем (t) на основе скорости проводимости (v), $z = vt$.

Таким образом, распределение внутриклеточного потенциального $IAP(z)$ вдоль волокна может быть выражено через время t .

$$IAP(t) = 96(vt)^3 e^{-vt} - 90; \quad (3)$$

Трансмембранный ток мышечного волокна при этом определяется следующей формулой:

$$I_m(z) = \frac{\sigma_i \cdot a}{2} \frac{d^2 IAP(z)}{dz^2}; \quad (4)$$

где σ_i – удельная проводимость окружающей среды;

a – диаметр волокна;

На основе модели Розенфалка были предложены две модели:

1. Модель объемного проводника, предложенная Кларком и Плонси.

$$\phi(r, z) = 2 \frac{1}{4\pi\sigma_i} \int \frac{2\pi a I_m(s)}{\sqrt{r^2 \frac{\sigma_z}{\sigma_r} + (z-s)^2}} ds; \quad (5)$$

σ_z – осевая проводимость мышечного волокна;

σ_r – радиальная проводимость мышечного волокна;

r – расстояние от волокна до точки регистрации сигнала;

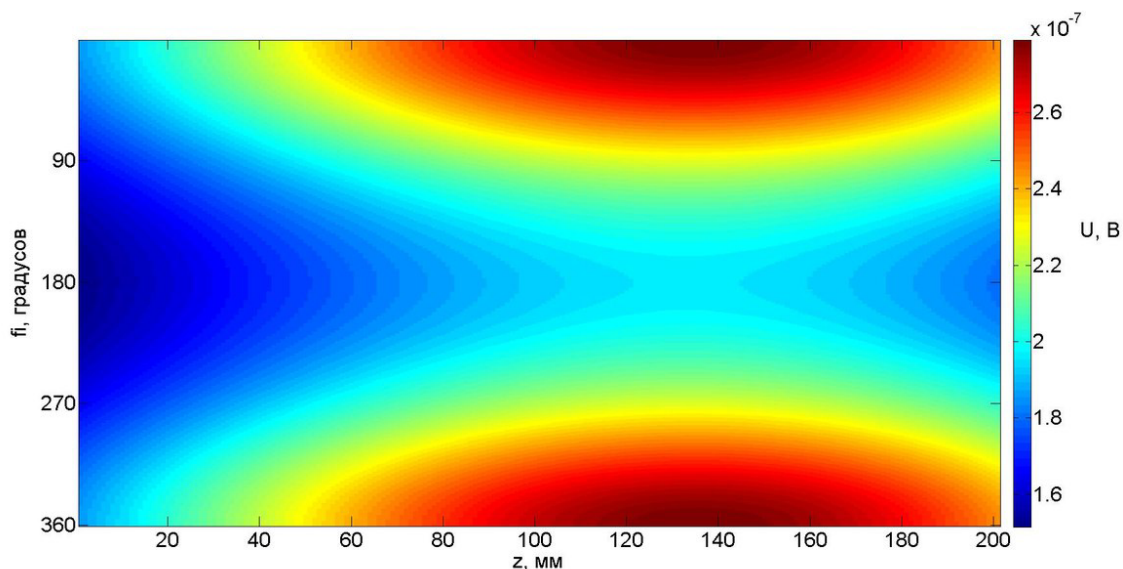
s – координата вдоль оси волокна;

z – позиция точки регистрации сигнала вдоль оси волокна.

На рисунке показано полученное в среде Matlab распределение потенциала на поверхности кожи от одного мышечного волокна для модели Кларка и Плонси.

В качестве геометрической модели руки рассмотрен однородный цилиндр диаметром 10 см и длиной 20 см с удельной проводимостью $\sigma_i = 1,010$ См/м.

Рассмотрено мышечное волокно, проходящее параллельно оси цилиндра и удаленной от нее на 1 см. Области с высоким значением потенциала расположены сверху и снизу рисунка.



2. Модель, предложенная W.Wang, A. De. Stefano, R. Allen.

Потенциал мышечного волокна, регистрируемый на поверхности

$$V_f(x, y, z) = -\frac{\sigma_i}{4\pi\sigma_m} \int_s ds \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial IAP(z)}{\partial z} \frac{\partial(1/r)}{\partial z} dz ; (6)$$

где σ_m - удельная проводимость мышечного волокна, $\sigma_m = \sqrt{\sigma_y \cdot \sigma_z}$

Для первых двух моделей потенциал действия отдельной двигательной единицы (ПДОДЕ) можно представить как сумму потенциалов действия отдельных волокон, входящих в состав этой ДЕ.

$$V_{MU} = \sum_{i=1}^{N_f} V_{f_i}(x, y, z) ; (7)$$

где N_f - количество волокон в двигательной единице.

В свою очередь сигнал ЭМГ, регистрируемый датчиками на поверхности, представляется в виде суммы потенциалов действия отдельных ДЕ.

Модель, предложенная Сафиным

В модели, предложенной Сафиним, потенциал действия отдельного мышечного волокна (ПДОВ) представлен в виде свертки импульсной характеристики $h_{\text{ПДОВ}}$, описывающей форму ПДОВ с процессом поступления импульсов возбуждения $x(t)$. Процесс $x(t)$ является случайным со случайным закон распределения времени появления импульсов возбуждения. Таким образом, ПДОВ представлен как выход линейной системы, импульсная характеристика которой представляет собой ПДОВ, а входной сигнал - точечный процесс.

$$w(t) = \int_0^t h_{\text{ПДОВ}}(t - \tau) x(\tau) d\tau. \quad (8)$$

Потенциал действия отдельной двигательной единицы представляется как сумма m ПДОВ:

$$v(t) = \sum_{i=1}^m \int_0^t h_{\text{ПДОВ}}(t - \tau) x_i(\tau) d\tau. \quad (9)$$

С учетом допущений, что форма и амплитуда ПДОВ в большинстве случаев одинаковы для всех волокон одной ДЕ и временной интервал между ПДОВ ничтожно мал:

$$v(t) = m \cdot kl \cdot \int_0^t h_{\text{ПДОВ}}(t - \tau) x(\tau) d\tau; \quad (10)$$

где

kl - коэффициент, учитывающий "компактность" расположения волокон в ДЕ.

Основываясь на допущениях, что входной импеданс системы усиления ЭМГ сигнала бесконечно большой, то эффектами, связанные с наличием импеданса перехода «кожа-электрод» и наличием собственного входного сопротивления усилителя можно пренебречь, сигнал поверхностной ЭМГ от мышцы, содержащей n ДЕ регистрируемый электродами представляется в виде:

$$EMG(t) \approx \frac{S}{k_{\text{жс}} \rho_{\text{жс}} l_{\text{жс}}} \cdot \sum_{i=1}^n \left(m_i \cdot kl_i \cdot \left(\frac{k_i S}{\rho_m l_{mi}} \right) \cdot \int_0^t h_{\text{ПДОВ}}(t - \tau) x(\tau) d\tau \right); \quad (11)$$

где

$k_{\text{жс}}$ - коэффициент пропорциональности – 1;

$\rho_{\text{ж}}$ - удельное сопротивление жировой ткани;

$l_{\text{жс}}$ - толщина слоя подкожного жира под электродом;

ρ_m - удельное сопротивление мышечной ткани;

l_{mi} - толщина мышечного слоя между электродом и i -й ДЕ - 0..10 мм;

k_i - коэффициент пропорциональности – 1;

kl_i - коэффициент «компактности» - 0.8;

S - площадь электрода.

В общем случае ЭМГ-сигнал, представляющий собой суперпозицию

ЭМГ-сигналов k отдельных мышц, может быть представить в виде суммы k $EMG(t)$.

Сравнение и анализ моделей

Модели ЭМГ на основе модели Розенфалка позволяют получить пространственное распределение потенциала на поверхности кожи от отдельного мышечного волокна, двигательной единицы и мышцы в целом. В модели не учтен процесс поступления импульсов возбуждения.

Модель Сафина связывает процесс поступления импульсов возбуждения мышечного волокна с процессом сигналов ЭМГ, регистрируемым электродами на поверхности кожи. При этом принято предположение, что форма и амплитуда ПДОВ для большей части волокон, входящих в ДЕ одинакова и возбуждение мышечных волокон происходит одновременно и по закону с одинаковой функцией плотности распределения времени между импульсами возбуждения, таким образом суммирование ПДОВ по числу мышечных волокон заменено произведением ПДОВ на число двигательных волокон. Увеличение силы мышечного сокращения предлагается учитывать путем уменьшения среднего времени между импульсами возбуждения. Таким образом, модель, предложенная Сафиным не учитывает пространственное распределение потенциалов на поверхности кожи.

Выводы

В работе описаны механизмы, влияющие на силу совершаемого движения и рассмотрен ряд широко распространенных моделей формирования сигнала ЭМГ, указаны их особенности.

Открытым остается вопрос создания модели, связывающей силу и тип совершаемых движений с распределением потенциалов на поверхности кожи, так как модели ЭМГ на основе модели Розенфалка позволяют получить пространственное распределение потенциалов на поверхности кожи в зависимости от положения

мышечного волокна, модель Сафина связывает силу и тип совершаемого движения не с пространственным распределением потенциалов на коже, а с процессом изменения потенциала ЭМГ в некоторой точке на коже. Кроме того, рассмотренные модели не учитывают наличие и пространственное расположение лучевой и локтевых костей.

Список литературы

1. Сафин Д.Р. Информационно-измерительная система управления биоэлектрическим протезом: автореф. дис. ... канд. техн. наук. Уфа, 2011. 24 с.
2. Hua Cao. These Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire. Aix-en-Provence: Université de Technologie de Compiègne, 2010. 167 p.
3. Eric Chauvet. These Une approche de la decomposition de l'EMG de surface: application a la caracterisation des unites matrices et a la localization des zones d'activites musculaires. Aix-en-Provence: Université de Technologie de Compiègne, 2003. 162 p.
4. Imad El Hajj Dib. These Analyse et modelisation de l'EMG et de la fatigue musculaire lors de mouvements dynamiques cycliques. Aix-en-Provence: Université de Technologie de Compiègne, 2006. 192p.
5. Marie-Francoise Lucas. These Contribution a l'étude du signal d'électromyographie de surface modelisation – identification – classification. Besançon: Ecole nationale supérieure de mécanique, 1986. 156 p.
6. П.Г. Костюк, Д. М. Гродзинский, В. Л. Зима, И. С. Магура, Е. П. Сидорик, М. Ф. Шуба. Биофизика. М.: Высшая школа, 1988. 504 с.
7. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Пасечник В.И., Вознесенский С.А., Козлова Е.К. Биофизика. М.: Владос, 2000. 292 с.
8. Славущий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. М.: Медицина, 1982. 289 с.
9. Рангайан Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход: пер. с англ. / под ред. А.П. Немирко. М.: Физматлит, 2007. 440 с. [Rangaraj M. Rangayyan. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach. Wiley-IEEE Press, 2002. 552 p.].
10. C.J. De Luca, Basmajian J.V. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Williams and Wilkins Ed, 1985. 525 p.
11. Wang W., A. De. Stefano, Allen R. A simulation model of the surface EMG signal for analysis of muscle activity during the gait cycle // 9th IPEM Annual Scientific Meeting (Bath, UK, 15 - 17 September 2003): proceedings. P. 133.