

МОДЕЛИРОВАНИЕ МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ РАЗВИВАЕМОГО УСИЛИЯ НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

MODELING OF MUSCLE CONTRACTION TO ASSESS THE DEVELOPED EFFORT BASED ON ELECTROMYOGRAPHY

S. Burzhomov
I. Tatarenko

Summary: Electromyography is widely used in human-machine interfaces of wearable robots such as prosthetic and exoskeletons. Often it is used in order to estimate muscle activity which will be used as base for control. This paper's goal is to create a method for estimation of muscle contraction that used electromyography signal. Mathematical model of underlying chemical reactions of muscle contractions was created to achieve it. This model is a set of differential equations which describes dynamics of concentrations of chemicals. The core reactions described by model are reactions of Lymn–Taylor cycle which describes actin myosin reactions which generate force. It should be noticed that energetics of muscle contraction was out of the scope. Thus, estimates of concentrations of adenosin triphosphate can be inadequate. That was deliberate chose due to difficulties of gathering data of sugar level by wearable robot. In a result of this article software was created for estimating force using electromyography signal. During this work experiment was conducted to gather info about actual force produced by muscle and electromyography signal. Examination of method was conducted by restoring force using electromyography.

Keywords: electromyography, modeling, chemical kinetics, myosin, actin, Lymn–Taylor cycle, muscle contraction.

Буржомов Саадир Айдемирович
аспирант, Самарский национальный
исследовательский университет
имени академика С.П. Королева»
saadiburzhomov@gmail.com

Татаренко Ирина Евгеньевна
специалист, Самарский Государственный
Медицинский Университет, НИИ Нейронаук
i.e.tatarenko@samsmu.ru

Аннотация. Электромиография находит широкое применение в человек-машинных интерфейсах носимых роботов, таких как протезы и экзоскелеты. Чаще всего с её помощью оценивают мышечную активность, которая служит основой генерации управляющего сигнала. Цель работы состояла в создании средства оценки мышечного сокращения, на основе сигнала электромиографии. Для этого была использована математическая модель протекающих при сокращении химических реакций. Она, представляет из себя систему дифференциальных уравнений, описывающую динамику концентраций химических веществ. Основные реакции, рассматриваемые в модели, являются циклом Лимна–Тейлора, который определяет основные реакции миозина и актина, в рамках которых происходит генерация усилия. Стоит отметить, что в данной модели не ставилась цель учитывать основные энергетические реакции. Поэтому получаемые в процессе оценки концентраций аденозинтрифосфата, могут быть неадекватными. Такой выбор вызван тем, что это усложнит модель и её применение, поскольку измерять уровень сахара в крови в процессе использования носимого робота затруднительно. В результате работы было получено программное обеспечение, которое позволяет оценивать развиваемое мышцей усилие по сигналу электромиографии. В ходе работы был проведен эксперимент, в результате которого получены данные о развиваемом мышцей усилии и соответствующем ему сигнале электромиографии. Проверка работы метода заключалась в «восстановлении» данных о развиваемом усилии на основе электромиографии.

Ключевые слова: электромиография, моделирование, химическая кинетика, миозин, актин, цикл Лимна–Тейлора, мышечное сокращение.

Введение

Носимые роботы находят все более широкое применение в нашей жизни. Помимо медицинских функций сейчас они так же применяются в промышленности и логистических операциях. Взаимодействие человека, с такого рода роботом имеет множество особенностей, однако, основной особенностью можно считать способ получения команд от человека. Поскольку использование кнопок и прочих традиционных интерфейсов затруднено и вносит неудобства в управление, применяются альтернативные методы, такие как оценка сигналов электромиографии (ЭМГ) или электроэнцефалограмм (ЭЭГ). Распространены следующие методы оценок управляющих сигналов на основе ЭМГ: распозна-

вание образов, пропорциональная оценка и оценка с помощью порогового значения [1,2]. В данной работе предлагается в качестве определяемого состояния развиваемое ей усилие при изометрическом сокращении. А в качестве способа оценки предлагается моделирование протекающих в мышце реакций. В общем случае статистическая связь между сигналом ЭМГ и развиваемым её усилием статистически неустойчивы [3].

Строение мышц

Прежде чем описать модель необходимо рассмотреть объект моделирования. Скелетные мышцы являются поперечнополосатыми мышцами. Клетки мышц образуют волокна, в рамках которых между клетками отсутствуют

стенки. Мембрана клетки называется сарколеммой. Она содержит в систему каналов, содержащих резервуары с ионами Ca^{2+} , которая образуют саркоплазматический ретикулум (СР). СР обеспечивает работу связи нервной системы и мышцы, обеспечивая выброс ионов в клетку по сигналу. Саркомер — структурная единица мышечного волокна, содержащая нити белков актина и миозина, которые взаимодействуя друг с другом обеспечивают сокращение. Структура мышечного волокна представлена на рисунке 1 [4]. Процесс генерации усилия описывается циклом Лимна-Тейлора [5], который представлен на рисунке 2. Он состоит из 4-х этапов.

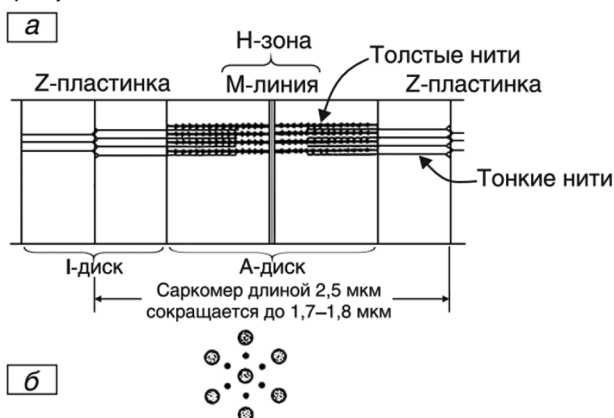


Рис. 1. Структура саркомера

1. «Присоединение». На этом этапе происходит присоединение миозина (М) к актину (А). Миозин, после фосфорилирования присоединенную к себе молекулу аденозинтрифосфата (АТФ) (англ АТР)

до аденозиндифосфата (АДФ) (англ ADP) и фосфатный остаток (Pi), присоединяется к молекуле А, образуя комплекс А-М-АТФ-Ф.

2. «Рабочий ход». В ходе этого этапа выделяется фосфатный остаток и развивается усилие в несколько пН.
3. «Разделение». В ходе этого этапа происходит отделение миозина от актина и присоединение АТФ.
4. «Перезарядка». На этом происходит фосфорилирование присоединенной молекулы АТФ.

Реакция регулируется с помощью блокировки/деблокировки зон прикрепления к актину тропонин-тропомиозиновый комплексом. Комплекс чувствителен к Ca^{2+} и при присоединении иона деблокируются зоны прикрепления. Ионы Ca^{2+} отделяются с помощью специальной АТФ-фазы [4]. Поскольку тропонин-тропомиозиновый комплекс вместе с актином образует тонкие нити, в данной работе в качестве упрощения актин и тропонин-тропомиозиновый комплекс считаются просто актином, у который будет обозначаться как A^* и А в зависимости от того присоединен ли к комплексу ион Ca^{2+} . Связывание Ca^{2+} в СР происходит с помощью белка кальсеквестрина (CASQ) [6]. Связанный с ионом Ca^{2+} кальсеквестрин в работе обозначается как $CASQCa^{2+}$. Процессом переноса ионов из СР в СР в данной работе не рассматривается.

Приведем уравнения рассматриваемых в работе реакций:

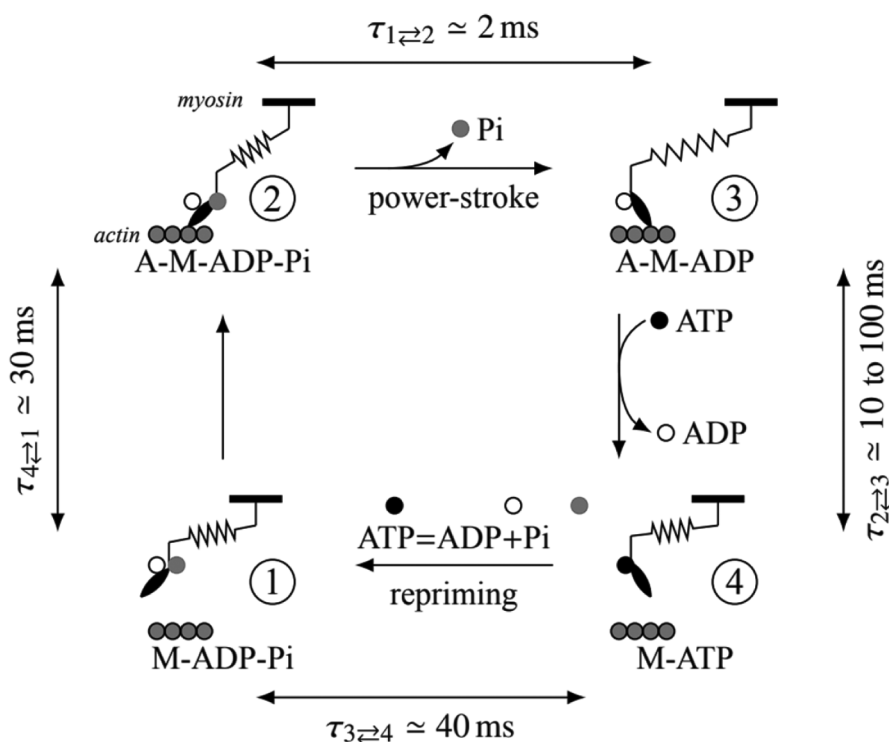
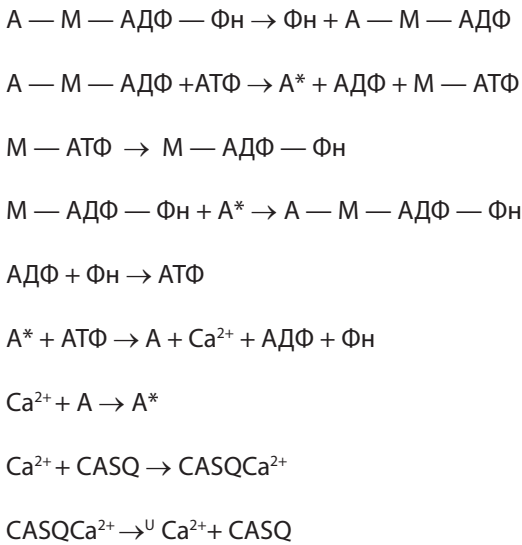


Рис. 2. Цикл Лимна-Тейлора



Математическая модель. В работе введены следующие обозначения: x_1 — концентрация А-М-АДФ-Фн, x_2 — концентрация Фн, x_3 — концентрация М-АДФ, x_4 — концентрация АТФ, x_5 — концентрация М-АТФ, x_6 — концентрация АДФ, x_7 — концентрация A^* , x_8 — концентрация М-АДФ-Фн, x_9 — концентрация А, x_{10} — концентрация Ca^{2+} , x_{11} — концентрация CASQ, x_{12} — концентрация CASQCa, U — потенциал возбуждения. В данной работе предполагается, что ЭМГ измеряет потенциал возбуждения.

Представленная в работе модель выглядит следующим образом:

$$\begin{aligned}
 \frac{dx_1}{dt} &= k_5x_7x_8 - k_1x_1 \\
 \frac{dx_2}{dt} &= k_1x_1 + k_6x_4x_7 - k_3x_2x_6 \\
 \frac{dx_3}{dt} &= k_1x_1 - k_2x_3x_4 \\
 \frac{dx_4}{dt} &= k_3x_2x_6 - k_2x_3x_4 - k_6x_7x_4 \\
 \frac{dx_5}{dt} &= k_2x_3x_4 - k_4x_5 \\
 \frac{dx_6}{dt} &= k_2x_3x_4 + k_6x_7x_4 - k_3x_2x_6 \\
 \frac{dx_7}{dt} &= k_2x_3x_4 - k_3x_2x_6 - k_6x_7x_4 \\
 \frac{dx_8}{dt} &= k_4x_5 - k_5x_7x_8 \\
 \frac{dx_9}{dt} &= k_6x_7x_4 - k_7x_9x_{10} \\
 \frac{dx_{10}}{dt} &= k_9x_{12}U + k_6x_7x_4 - k_7x_9x_{10} - k_8x_{10}x_{11}
 \end{aligned}$$

$$\frac{dx_{11}}{dt} = k_8x_{10}x_{11} - k_9x_{12}U(t)$$

$$\frac{dx_{12}}{dt} = k_9x_{12}U - k_8x_{10}x_{11}$$

Коэффициенты k_i — константы скорости соответствующих реакций. В данной работе они определены через данные о времени протекания соответствующей реакции, которые представлены были взяты из работы «физика мышечного сокращения» [5]. Время протекания реакции чаще всего находится в диапазоне 10–100 мс. Оценка усилия производится с помощью умножения x_3 на константу N . Эта константа обозначает число саркомеров умноженное на усилие развиваемое 1 саркомером. Стоит отметить, что число саркомеров зависит от размеров мышцы. Моделирование осуществлялось с помощью метода Рунге-Кутты 4 порядка точности. Вид функции потенциала возбуждения заранее неизвестен. Для моделирования требуется измерить ЭМГ. Для этого был проведен эксперимент.

Описание эксперимента

Экспериментальная установка представляет из себя аналогово-цифровой динамометр, структурная схема которого представлена на рисунке 3.

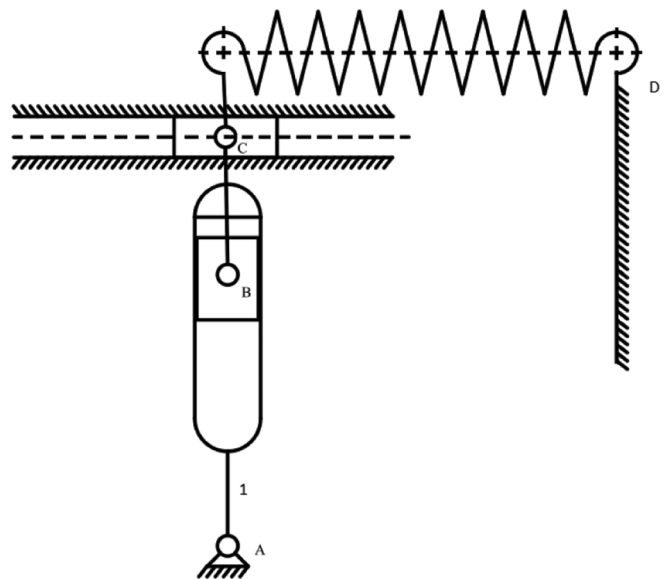


Рис. 3. Структурная схема установки

Измеряемой величиной является сила, действующая в точке D со стороны пружины. Но она измеряется не напрямую. Данную силу можно выразить через закон Гука, зная положение ползуна С. Положение ползуна С можно вычислить, зная угол поворота кулисы А (1). Угол поворота кулисы и измеряется напрямую. Зависимость длины пружины от угла поворота кулисы имеет вид:

$$l(\alpha) = l_0 \frac{\sin \alpha}{\sin\left(\alpha + \frac{\pi}{4}\right)} \text{ м.}$$

То есть усилие определяется как

$$F(\alpha) = k \frac{l_0}{\sqrt{2}} \frac{\sin \alpha}{\sin\left(\alpha + \frac{\pi}{4}\right)},$$

где k — жесткость пружины. В нашем случае $k = 588 \frac{\text{Н}}{\text{м}}$, l_0 — общая длина направляющей ползуна 20 см. На рисунке 4 представлена фотография экспериментальной установки.

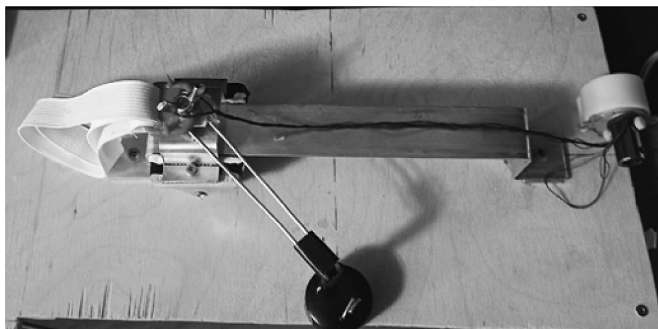


Рис. 4. Экспериментальная установки

План эксперимента:

1. Закрепление датчиков на предплечье и фиксация пружины на пальцах испытуемого.
2. Запуск установки, начало снятия ЭМГ.
3. Установка не прикладывает к пальцам усилия на протяжении длительного времени (20 секунд).
4. Установка прикладывает изменяемое во времени усилие, а испытуемый стремится оставить пальцы в исходном положении, что приводит к тому что усилие развиваемое мышцами предплечья оказывается примерно равным приложенному усилию.
5. Пауза в 10 с после приложения усилия.
6. Снятие датчиков и освобождение пальцев испытуемого.

Периоды ожидания подобраны для определения расслабленного состояния.

Выбор параметров

Константы скоростей протекания реакций определены как $\frac{1}{t_{\text{реакции}}}$. Начальные и граничные условия определяются через массы веществ участвующих в реакциях. Массы веществ определяются с помощью информации о массовых долях веществ мышц и массы мышцы. Информация о массовых долях взята из учебного пособия «Биохимия мышечной ткани». Масса мышц, задействованных в сокращении определена как 100 г. Коэффициент пропорциональности взят равным $25 \frac{\text{Н}}{\text{г}}$.

Результаты

В результате эксперимента получены данные для моделирования. На рисунке 5 представлен полученный

в ходе эксперимента график ЭМГ. На рисунке 6 представлен обработанный график ЭМГ. На рисунке 7 представлено сравнении измеренного значения усилия и оценки.

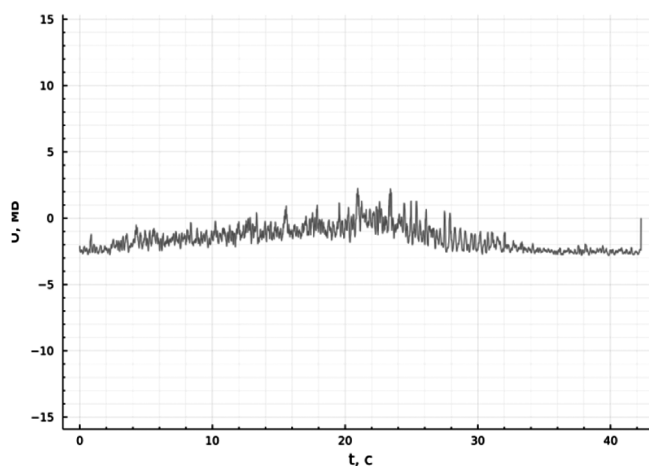


Рис. 5. Необработанный сигнал ЭМГ

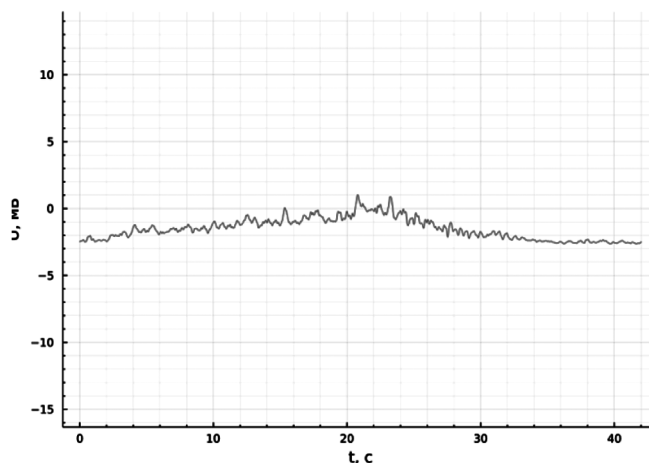


Рис. 6. Обработанный сигнал ЭМГ

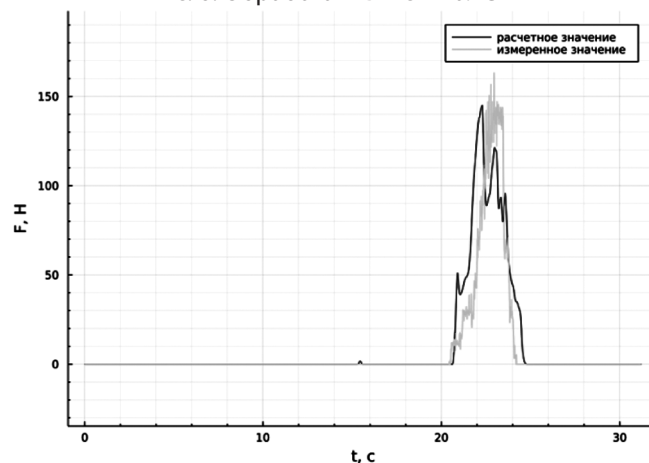


Рис. 7. Сравнение расчетного значения усилия с действительным

Для моделирования и обработки использовалась программа, написанная на языке Julia. Сигнал ЭМГ обрабатывался с помощью метода простого скользящего

среднего. В дальнейшем необходимо провести дополнительные эксперименты, с целью оценки влияния различных режимов работы мышц, на результаты работы модели.

ЛИТЕРАТУРА

1. Lenzi, T., S.M. De Rossi, N. Vitiello and M.C. Carrozza, 2011. Proportional EMG control for upper-limb powered exoskeletons. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society., IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, pp: 628–631.
2. Realizing Efficient EMG-Based Prosthetic Control Strategy / Patrick Li, Oluwarotimi Samuel, Chuang Lin [и др.]. — Текст: непосредственный // *Advances in experimental medicine and biology*. — 2019. — № 11. — С. 149–166.
3. Динамика биопотенциалов мышц при различных статических нагрузках / О.Е. Филатова, А.Н. Инюшкин, А.Е. Баженова, С.В. Григорьева. — Текст: непосредственный // *Вестник новых медицинских технологий*. — 2018. — № 4. — С. 275–283.
4. Терентьев, А.А. Биохимия мышечной ткани: учебное пособие / А.А. Терентьев. М.: ФГБОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, 2019. — 76 с
5. Caruel, M. Physics of muscle contraction / M. Caruel, L. Truskinovsky. — Текст: непосредственный // *Reports on Progress in Physics*. — 2018. — № 3. — С. 036602.
6. Wang, Qian Calsequestrin. Structure, function, and evolution. / Qian Wang, Michalak Marek. — Текст: непосредственный // *Cell calcium*. — 2020. — № 90. — С. 628–631.

© Буржомов Саадир Айдемирович (saadirburzhomov@gmail.com); Татаренко Ирина Евгеньевна (i.e.tatarenko@samsmu.ru)
Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»