
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ

УДК. 617.57-77

БИОМЕТРИЧЕСКАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ РУКИ

Воротников Сергей Анатольевич, кандидат технических наук, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, 105007, Российская Федерация, г. Москва, 2-я Бауманская ул., 5, e-mail: vorotn@bmstu.ru

Струнин Вадим Сергеевич, студент, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, 105007, Российская Федерация, г. Москва, 2-я Бауманская ул., 5, e-mail: mpu-401@mail.ru

Выборнов Николай Анатольевич, кандидат физико-математических наук, Астраханский государственный университет, 414056, Российская Федерация, г. Астрахань, ул. Татищева, 20 а, e-mail: do_vybornov@aspu.ru

В статье рассматривается построение системы управления бионическим протезом, в частности – задача распознавания и идентификации движений отдельных пальцев по электромиограмме (ЭМГ-сигналу). Показан способ получения ЭМГ-сигнала от биологически активных элементов руки с помощью системы электродов, укрепленных на эластичной манжете. Для построения базы признаков, позволяющих распознать движения пальцев, предлагается использовать характеристики ЭМГ-сигнала, полученные с использованием метода фрактальных размерностей. Система распознавания выполнена в виде нечеткологического контроллера – это даёт возможность уменьшить количество ошибок при распознавании ЭМГ-сигнала. Экспериментальная проверка алгоритма распознавания показала его работоспособность. Кроме того, в статье рассмотрены вопросы практической реализации конструкции бионического протеза, а именно – построение его кинематической модели. Эта задача решается на основе использования системы координат с параметрами Денавита-Хартенберга, для которой построены соответствующие матрицы перехода между состояниями.

Ключевые слова: бионический протез, управление, движение пальцев, электромиограмма, распознавание, метод фрактальных размерностей, нечеткая логика, кинематическая схема кисти руки

BIOMETRIC CONTROL SYSTEM OF A HAND ARTIFICIAL LIMB

Vorotnikov Sergey A., Ph.D. (Engineering), Bauman Moscow State Technical University, 5 2nd Baumanskaya St., 105007, Russian Federation, e-mail: vorotn@bmstu.ru

Strunin Vadim S., student, Bauman Moscow State Technical University, 5 2nd Baumanskaya St., 105007, Russian Federation, e-mail: mpu-401@mail.ru

Vybornov Nikolai A., Ph.D. (Physics and Mathematics), Astrakhan State University, 20 a Tatishchev St., Astrakhan, 414056, Russian Federation, e-mail: do_vybornov@aspu.ru

In article the control system of a bionic prosthesis is considered. In particular, the problem of recognition and finger identification on electromyogram (EMG-signal) is considered. The principle for obtaining the EMG-signal from the bioactive parts of the hand with the help of electrodes placed on an elastic cuff is shown. For creation of base of features it is offered to use the characteristics, the fractal dimensions received by a method. The system of recognition is executed in the form of the fuzzy logic controller. This allows you to more precisely identify the EMG signals and get the highest level of recognition. Experimental verification of the algorithm showed that the proposed recognition method is workable. Also in article the questions of a design of bionic prosthesis are raised – namely, the construction of its kinematic model. The solution is car-

ried out using a coordinate system with the Denavit-Hartenberg parameters, for which constructed the corresponding transition matrix.

Keywords: bionic prosthesis, control, movement of fingers, electromyogram, recognition, method of fractal dimension, fuzzy logic, kinematics of the hand

Введение. В последние годы различные робототехнические устройства все шире внедряются в сферу медицины. Это связано с развитием соответствующей элементной базы мехатронных и сенсорных устройств, разработкой биологически безопасных материалов, а также методов получения/обработки информации о состоянии отдельных органов человека. Одним из перспективных направлений медицинской робототехники является разработка аппаратно-программных средств протезирования конечностей и их отдельных частей. Это позволяет в значительной степени восстановить качество жизни человека, его физические (передвижение, взятие, перенос предметов и т.д.) и социологические потребности, снизить социальную нагрузку на его родственников, патронажные службы и пр. В настоящей статье ставились две основные цели: разработать эффективные алгоритмы распознавания напряжений мышц, соответствующих управлению движениями отдельных пальцев рук человека; исследовать кинематические схемы движений для бионических протезов, реализующих функции управления отдельными пальцами кистей рук.

Управляемые элетромеханические протезы кистей рук используются уже достаточно давно. Первоначально они представляли собой «двухэлементный зажим», реагирующий на изменение при напряжении размера мышц предплечья или плеча. Затем начали использоваться протезы, имитирующие «сжатие-разжатие» кистей при мышечном напряжении – при этом сжатие-разжатие «кисти» протеза осуществлялось для всех пальцев одновременно. В то же время потребности полноценного воспроизведения движений кистей требуют дифференцированного управления отдельными пальцами.

Наиболее интересные технические решения возможны в области биометрического протезирования, при котором управление механической системой протеза конечности осуществляется на основании информации о состоянии мышечного аппарата. Эти данные косвенно содержатся в электромиограмме (ЭМГ), которая может быть получена с помощью системы игольчатых или накожных электродов [8].

В данной статье рассматриваются некоторые вопросы разработки протеза кисти руки, управляемого потенциалами мышц, полученными с помощью ЭМГ [2, 3, 9]. При создании макета протеза учитывалось, что при ампутации части конечности (кисти руки и/или части предплечья) обычно сохраняется электрическая активность в неповрежденных мышечных волокнах, связанных с управлением отсутствующей частью.

Рассмотрим сначала способы получения электрических сигналов, связанных со сжатием-разжатием мышц предплечья. Схема расположения электродов и соответствующих зон мышечной активности приведены на рис. 1, *а* и *б*.

Места расположения электродов на руке (рис. 1, *а*) определяются точками повышенной электрической активности определенных групп мышц, связанных с фалангами отдельных пальцев. На рис. 1, *б* показаны области, которые наиболее сильно отражают состояние определенных пальцев. Электроды группируют по 5 штук и фиксируют на предплечье с помощью эластичной манжеты. При этом все электроды независимо регистрируют сигналы от разных групп мышц. Поэтому имеет смысл сначала попытаться распознать «палец», который человек хочет переместить по сигналу с каждого электрода в отдельности. После этого необходимо проанализировать полученную информацию со всей совокупности электродов и получить окончательный результат – идентифицировать определенный палец. Подчеркнем, что в случае отсутствия кисти руки (например, в результате травматической ампутации) речь фактически идет о «сигнале управления» «виртуальным» (т.е. отсутствующим) паль-

цем. В бионическом протезе этот сигнал используется для управления «имитатором пальца», включающего в себя более одного подвижного элемента.

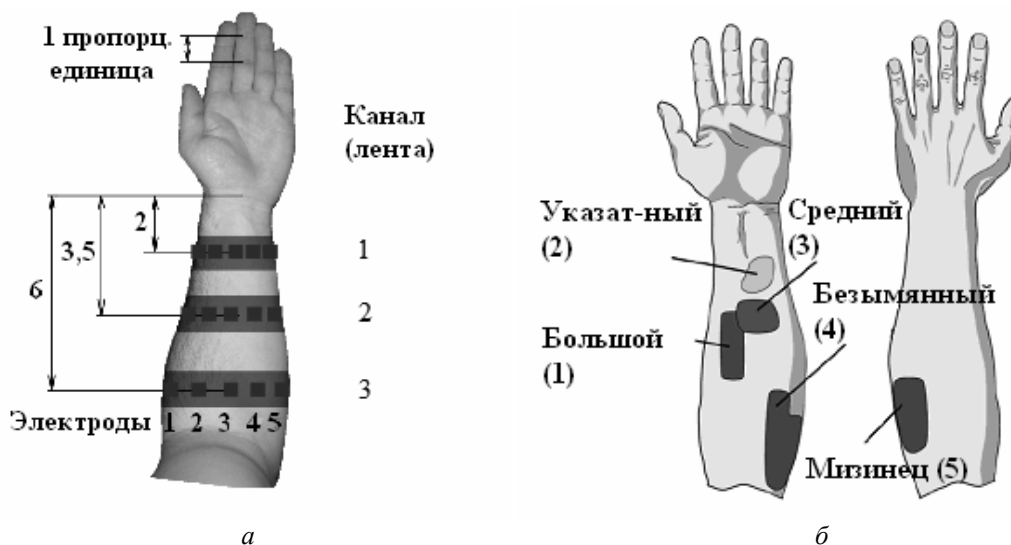


Рис. 1. *а* – схема расположения электродов на предплечье руки, *б* – расположение зон мышечной активности, связанных с движениями отдельных пальцев

Общая структура биометрической системы управления протезом приведена на рис. 2.

В структуре системы управления можно выделить три основных уровня:

- *задающий уровень управления* (включает электроды, аппаратно-программные средства получения ЭМГ и соответствующие интерфейсные устройства);
- *логический уровень управления* (содержит алгоритмы распознавания ЭМГ и формирования управляющих команд на исполнительный уровень);
- *исполнительный уровень* (включает устройства управления отдельными «пальцами» протеза).

Рассмотрим логический уровень управления (рис. 2), который отвечает за распознавание и идентификацию каждого пальца. Входными данными для этого уровня являются ЭМГ-сигналы, а выходными – вероятности идентификации каждого из пальцев.

Анализ ЭМГ. При построении системы управления использовались ЭМГ, полученные при анализе мышечной активности пяти пальцев руки (рис. 3). Электроды располагались группами (концентрическими зонами) и фиксировались с помощью манжеты. Таким образом, всего использовалось 5 каналов измерения по 5 электродов в каждом канале (см. рис. 1, *а*):

- 1 канал (ближний к запястью);
- 2 канал (средний);
- 3 канал (ближний к плечу);
- каналы 4 и 5 – дифференциальные, измерения с них представляют собой разности данных «3 и 2» и «2 и 1» каналов, соответственно.

Сложности использования ЭМГ-сигналов связаны со следующими обстоятельствами: малая величина амплитуды сигналов; наличие помех значительной амплитуды в «информативном диапазоне» частот; сложный спектральный состав сигнала, изменяющийся во времени.

Было проведено тестирование одного из авторов статьи с получением электромиограмм на «здоровой» руке. По результатам тестирования была сформирована таблица, раз-

мером в 500 строк, содержащая показания со всех электродов за интервал времени считывания ЭМГ (т.е. размерность таблицы составляла $500 * 25$). Обработка полученных данных проводилась с помощью специальной программы, написанной на языке C++ с использованием среды разработки Embarcadero RAD Studio 2010.

Имея достаточно большую выборку данных, можно провести ее статистический анализ – для формирования вектора признаков, позволяющего идентифицировать каждый палец руки. Для такой идентификации в принципе могут использоваться разные методы, отличающиеся глубиной обработки данных и качеством получаемых результатов. В данной работе при анализе ЭМГ использовался *метод фрактальных размерностей*, позволяющий численно оценивать сложность временной последовательности [5, 6, 10].

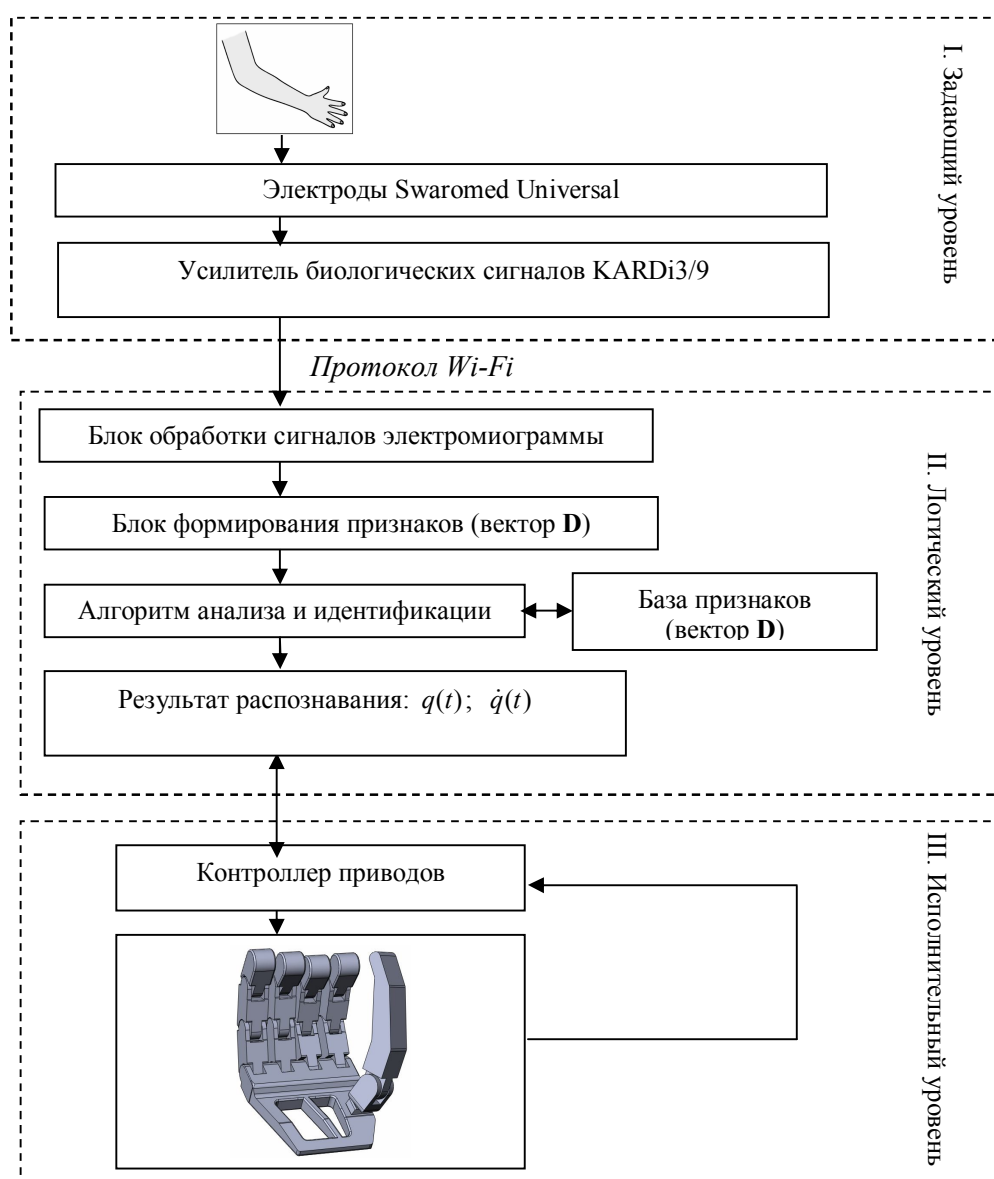


Рис. 2. Структурная схема биометрической системы управления бионическим протезом

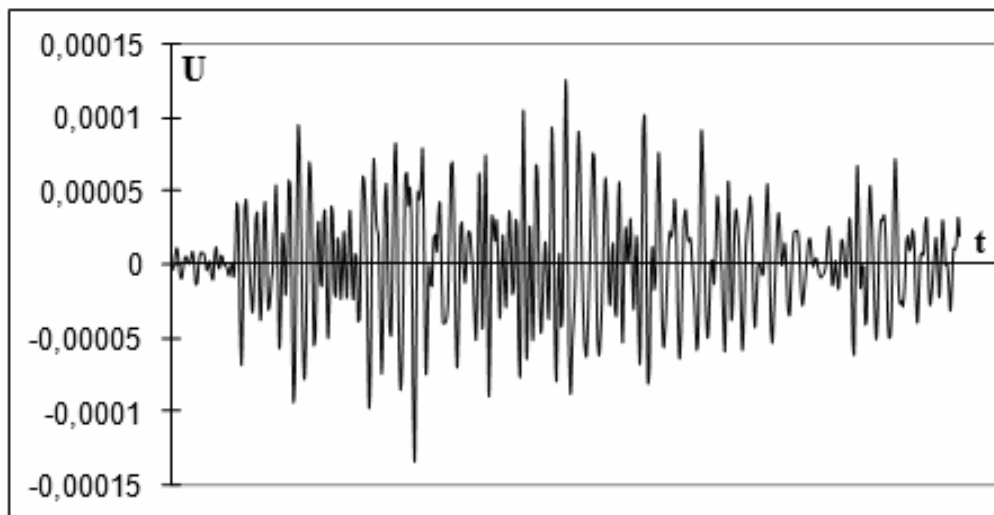


Рис. 3. Пример графика ЭМГ для мизинца (1 канал, 1 электрод)

Как известно, фрактальная кривая обладает свойством «самоподобия»: каждая часть кривой может быть рассмотрена как уменьшенный в масштабе образ целой линии. Это справедливо и для ЭМГ (рис. 3). Поэтому при использовании метода фрактальных размерностей необходимо разбивать (сегментировать) временную последовательность на небольшие участки, каждый из которых, в некоторой степени, подобен всей кривой.

Рассмотрим последовательность наблюдений, выполненных через равные промежутки времени:

$$X(1), X(2), X(3), \dots, X(N).$$

Такой последовательностью, в частности, является ЭМГ, снятая с одного электрода (рис. 1, а, канал 1, электрод 1), разбитая на 500 дискретных интервалов, каждому из которых соответствует один числовой отсчет. Из данной последовательности создадим новые X_k^m последовательности, определяемые следующим образом:

$$X(m), X(m+k), X(m+2k), \dots, X\left(m + \left[\frac{N-m}{k}\right] \cdot k\right) \quad (m=1,2,\dots,k), \quad (1)$$

где квадратные скобки означают «целую часть от числа», а m и k – целые числа, определяющие начальный отсчет и временной интервал соответственно. Для временного интервала, равного k , мы получим k новых временных последовательностей. Следовательно, k – коэффициент, показывающий количество новых временных последовательностей.

Далее определим длину каждой кривой, соответствующей подпоследовательностям X_k^m по формуле:

$$L_m(k) = \frac{\left(\sum_{i=1}^{\left[\frac{N-m}{k}\right]} |X(m+ik) - X(m+(i-1)k)| \right) \cdot \frac{N-1}{\left[\frac{N-m}{k}\right] \cdot k}}{k}. \quad (2)$$

Затем определим длину последовательности для временного интервала k , берем среднее значение длин подпоследовательностей:

$$L(k) = \frac{\sum_{m=1}^k L_m(k)}{k} \quad (3)$$

При справедливости соотношения

$$L(k) \approx k^{-D} \quad (4)$$

можно сказать, что *кривая фрактальна с размерностью D* [10].

Если построить график $L(k)$ в логарифмической системе координат, то точки должны образовать прямую линию с коэффициентом наклона D .

Коэффициент D найдём по экспериментальным данным с использованием известного метода наименьших квадратов:

$$D = \frac{n \sum (x_k y_k) - \sum x_k \sum y_k}{n \sum (x_k^2) - (\sum x_k)^2}, \quad (5)$$

где $y_k = \ln L(k)$, $x_k = \ln\left(\frac{1}{k}\right)$ – соответствующие точки на графике в логарифмическом масштабе; $k = k_{\min}, \dots, k_{\max}$, n – количество различных значений k , для которых была подсчитана величина L .

На рис. 4 показаны графики $y_{\log} = -Dx_{\log}$ зависимости средней длины последовательности временного интервала k от коэффициента k в логарифмическом масштабе, построенных для «движений» мизинца (красный цвет) и безымянного (синий цвет) пальцев.

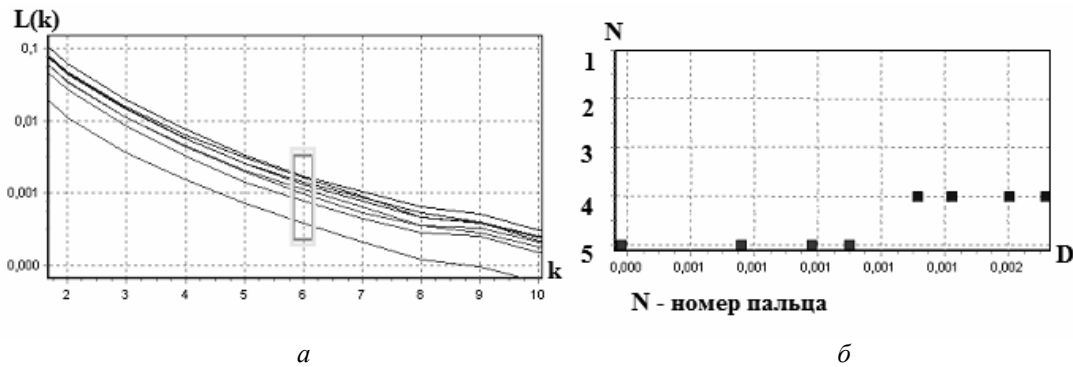


Рис. 4. *a* – графики $y_{\log} = -Dx_{\log}$ для движений мизинца (красный) и безымянного (синий) пальцев; *б* – сечение графиков при $k = 6$

Как следует из рис. 4 *a*, каждой группе опытов соответствует свой диапазон значений D . Данный факт – ключевой в задаче идентификации [11]. Определив диапазон значений D для каждого пальца, можно по этому признаку проводить его идентификацию по одному электроду. При этом используются значения коэффициентов D , определенные с помощью серии опытов и хранящиеся в базе признаков (рис. 2). Коэффициент D зависит, прежде всего, от исследуемой последовательности (ЭМГ с одного электрода), а также от k . На рис. 4 *a* видно, что графики идут почти параллельно и, следовательно, можно выбрать сечение этого графика при определённом значении k (например, $k = 6$, рис. 4*б*) – это позволяет избавиться от зависимости от k .

Следовательно, коэффициент D в сечении $k = 6$ полностью определяется поданной последовательностью, т.е. ЭМГ одного электрода. Рассмотрев подобным образом идентификацию по всем электродам, можно увеличить качество и точность идентификации.

Таким образом, по данным ЭМГ с каждого электрода происходит идентификация пальца, и в результате мы получаем вероятность P , с которой распознается данный палец (рис. 5). Далее необходимо проанализировать полученные вероятности идентификации пальцев со всех электродов.

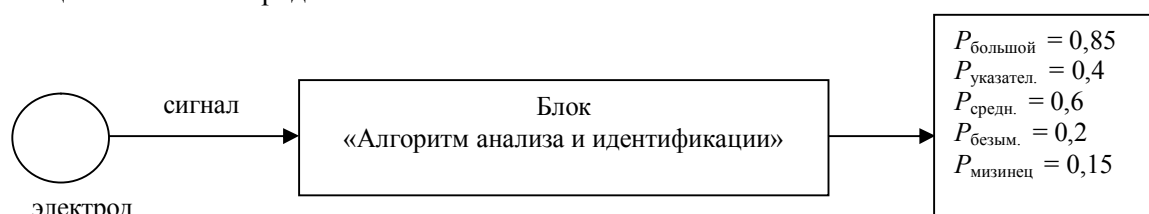


Рис. 5. Входные и выходные данные блока «Алгоритм анализа и идентификации»

Алгоритм идентификации пальца по ЭМГ. Задача распознавания (идентификация пальца) по ширине интервала значений D имеет нечёткий характер, так как сам интервал значений не имеет однозначных границ. Для формализации этого обстоятельства предлагается использовать аппарат нечёткой логики. С этой целью на основании результатов статистической обработки данных, представленных графиками на рис. 4 *а* и *б*, определим интервалы, в которых можно с определённой долей вероятности распознать сигналы от того или иного пальца. Будем строить нечётко-логическую модель для распознавания по каждому электроду, а потом суммировать данные [1, 7]. Для этого необходимо задать функции принадлежности для каждого пальца по каждому электроду. Эти функции и будут характеризовать границы интервалов значений D .

Для реализации описанного алгоритма выполним следующие действия.

1. Создадим базу признаков. Проведем для каждого пальца 40–50 опытов. В каждом опыте для каждого ЭМГ-сигнала с электродов определим коэффициент D в сечении $k = 6$.
2. Для каждого электрода определим шкалу (отрезок, сегмент) для коэффициента D [D_{\min} ; D_{\max}]
3. Для каждого электрода нормируем шкалу коэффициента D так, чтобы значение изменялось в диапазоне $[0; 1]$ (отображение сегмента [D_{\min} ; D_{\max}] в интервал $[0; 1]$) и по заданной точке на этой шкале будем определять вероятности, с которыми распознаётся каждый палец.

Проиллюстрируем описанный подход на примере 1-го электрода (рис. 1 *а*). Перестроим шкалу и найдём наибольшее и наименьшее значения:

$$D_{\max} = 0,001869619;$$

$$D_{\min} = 0,000321501.$$

Диапазон (размер сегмента) $H = D_{\max} - D_{\min} = 0,001548119$. Проведём нормировку по формуле:

$$D' \rightarrow \frac{D - D_{\min}}{H}. \quad (6)$$

После нормировки значения коэффициента D' для каждого пальца лежат внутри интервала шкалы $[0; 1]$:

- мизинец [0,001; 0,573];
- безымянный [0,047; 0,903];
- средний [0,027; 1,000];
- указательный [0,000; 0,464];
- большой [0,021; 0,338].

Разобъём интервал $[0; 1]$ на 5 частей и построим гистограмму распределения вероятности принадлежности нормированного коэффициента D' в интервале $[0; 1]$ (табл. 1).

Таблица 1

Гистограммы распределения коэффициента D' в интервале $[0; 1]$

Интервал	Число наблюдений	Процент	Мизинец
0,00–0,12	3	12,00	
0,12–0,23	2	8,00	
0,23–0,34	10	40,00	
0,34–0,46	6	24,00	
0,46–0,57	4	16,00	
Интервал	Число наблюдений	Процент	Безымянный
0,05–0,22	9	36,00	
0,22–0,39	5	20,00	
0,39–0,56	2	8,00	
0,56–0,73	5	20,00	
0,73–0,90	4	16,00	
Интервал	Число наблюдений	Процент	Средний
0,03–0,22	3	12,00	
0,22–0,42	0	0,00	
0,42–0,61	10	40,00	
0,61–0,81	9	36,00	
0,81–1,00	3	12,00	
Интервал	Число наблюдений	Процент	Указательный
0,00–0,09	1	4,00	
0,09–0,19	4	16,00	
0,19–0,28	9	36,00	
0,28–0,37	9	36,00	
0,37–0,46	2	8,00	
Интервал	Число наблюдений	Процент	Большой
0,02–0,08	2	8,00	
0,08–0,15	9	36,00	
0,15–0,21	9	36,00	
0,21–0,27	2	8,00	
0,27–0,34	3	12,00	

Полученные распределения позволяют определить вид функции принадлежности для каждого пальца. Их мы и будем использовать при построении нечёткого логического контроллера.

Будем разрабатывать систему правил в среде MATLAB с применением FuzzyLogic ToolBox [4]. Создадим нечёткий контроллер типа Mamdani (рис. 6). На его вход (рис. 7) подаём рассчитанное значение D (переменная $Finger$), на выходе имеем пять переменных, которые

принимают значения вероятностей в отношении идентификации данного пальца (переменные $F1, F2, F3, F4$ и $F5$). Описания выходных переменных совпадают и показаны на рис. 8.

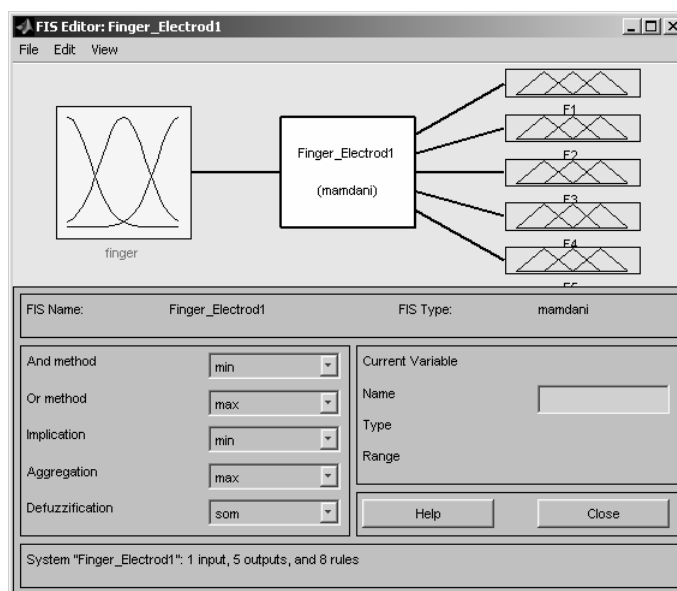


Рис. 6. Построение нечёткого контроллера. Среда MATLAB, FuzzyLogic ToolBox

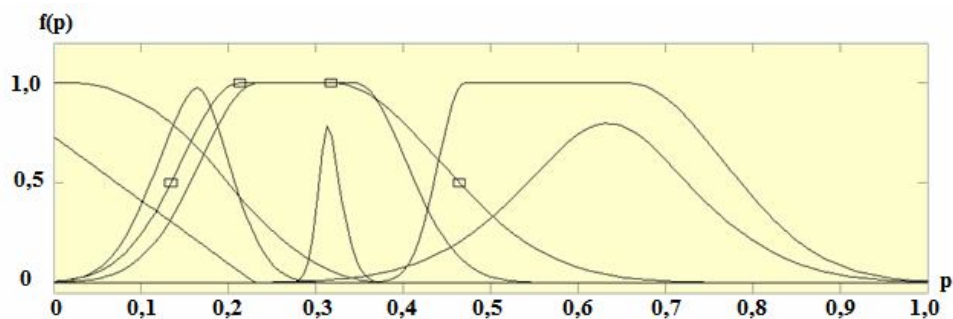


Рис. 7. Описание входной переменной “Finger” нечётко-логической модели

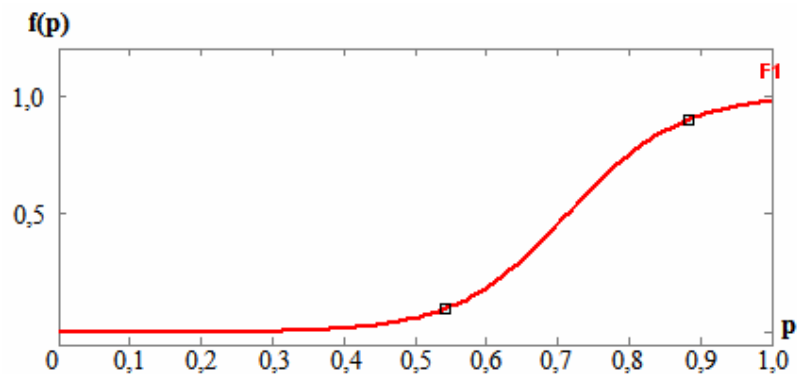


Рис. 8. Описание выходных переменных $F1, F2, F3, F4$ и $F5$ нечётко-логической модели

В правилах, используемых в нечёткой логике, хранятся данные гистограмм, которые приближённо представлены гладкими дифференцируемыми функциями принадлежности. Соответственно, для сложных гистограмм, распределение которых отличается большой неравномерностью, необходимо использовать большее количество функций принадлежности. В нашем случае (см. табл. 1) сложные гистограммы характерны для безымянного, среднего и большого пальцев. Эти гистограммы трудно описать одной функцией принадлежности, поэтому нами используется по две функции.

Таким образом, для каждого пальца имеем набор функций принадлежности:

- для большого F1: F1a, F1b;
- для указательного F2: F2a;
- для среднего F3: F3a, F3b;
- для безымянного F4: F4a, F4b;
- для мизинца F5: F5a.

Правила составляются по условию:

If (finger is F \square # \square) then (F \square is F \square),

где на место значков в виде «пустых квадратов» подставляются конкретные цифровые цифровые значения.

После выполнения указанных правил проводится процедура *дефаззификации* (приведение к чёткости). В данной работе используется алгоритм *SOM* (Smallest Of Maximums) – наименьший из максимумов, в соответствии с которым определяется нижняя граница интервала максимальных значений, который рекомендуется использовать при решении задач распознавания и идентификации [4].

На рис. 9 в качестве примера представлена кривая зависимости значения вероятности распознавания пальца (мизинца, F5) от поданного на вход значения коэффициента D , которая получается после выполнения процедуры дефаззификации.

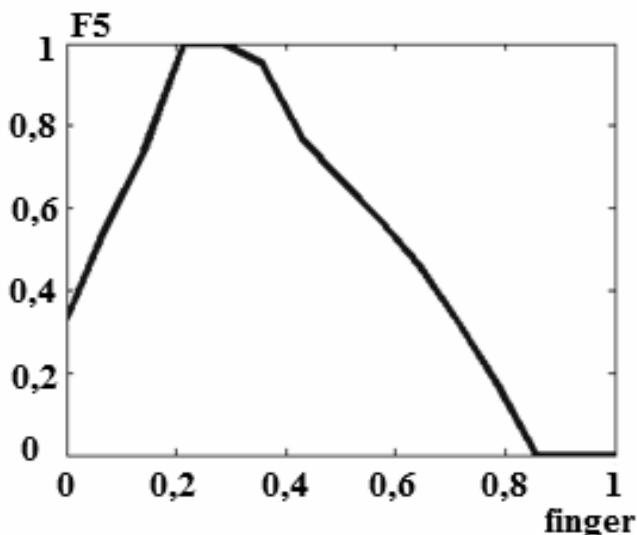


Рис. 9. График зависимости значения вероятности идентификации пальца от значения коэффициента D (для мизинца)

Из графика (рис. 9) можно сделать вывод о ширине диапазона значений D , в котором мизинец распознаётся с высокой вероятностью идентификации. Приближённо таким интервалом является $D = [0,2; 0,35]$.

На рис. 10 представлены результаты использования описанных правил работы нечётко-логического контроллера.

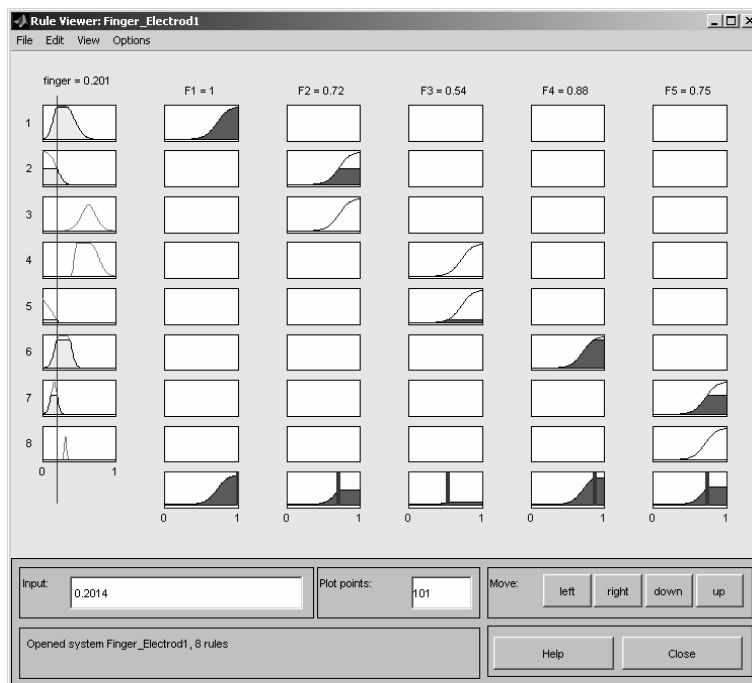


Рис. 10. Визуализация правил работы нечётко-логического контроллера. Интерфейс программы MATLAB FuzzyLogic ToolBox

Отметим, что для значения $finger = 0,201$ большой палец идентифицируется очень точно, так как график на рис. 9 проходит по верхней границе ($F1 = 1,00$). Также видно, что для безымянного пальца имеет место высокая вероятность ($F4 = 0,88$). В других случаях вероятности ниже. Отсюда можно сделать вывод, что целесообразно расширение базы измерений и обязательное использования данных с других электродов.

Обобщение модели распознавания по всем электродам. Разовьем предложенный подход на систему распознавания с 25 электродами. При этом для удобства будем группировать электроды в каналы по пять штук. Тогда работу расширенной модели распознавания можно представить последовательностью следующих этапов:

- считывание данных ЭМГ с каждого электрода;
- статистическая обработка файла;
- выделение методом фрактальных размерностей коэффициентов D_i (i – номер электрода) по каждому электроду и формирование из них вектора \mathbf{D} размерностью 25×1 :

$$D = \begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ \dots \\ D_{25} \end{pmatrix} \text{ – вектор коэффициентов } D_i; \quad (6)$$

- разбиение вектора \mathbf{D} на пять векторов признаков \mathbf{D}_i , содержащих коэффициенты D_i для данного канала (три рабочих и два дифференциальных):

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} \mathbf{D}_1 \\ \mathbf{D}_2 \\ \dots \\ \mathbf{D}_5 \end{pmatrix}, \text{ где } \mathbf{D}_1 = \begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ \dots \\ D_5 \end{pmatrix}, \mathbf{D}_2 = \begin{pmatrix} D_6 \\ D_7 \\ \dots \\ D_{10} \end{pmatrix}, \dots, \mathbf{D}_5 = \begin{pmatrix} D_{21} \\ D_{22} \\ \dots \\ D_{25} \end{pmatrix}, \quad (7)$$

где \mathbf{D}_i – векторы, построенные из коэффициентов D_i , разгруппированных по каналам;

- распознавание пальца по одному каналу (по значениям одного из векторов $\mathbf{D}_1, \mathbf{D}_2, \dots, \mathbf{D}_5$);
- обобщение данных и формирование результата.

На рис. 11 показана схема алгоритма идентификации пальца с использованием данных с совокупности электродов. Входными данными являются показания ЭМГ. Они подаются на блок FractalDimension, выполняющий обработку сигналов. Выходными данными этого блока являются компоненты вектора \mathbf{D} .

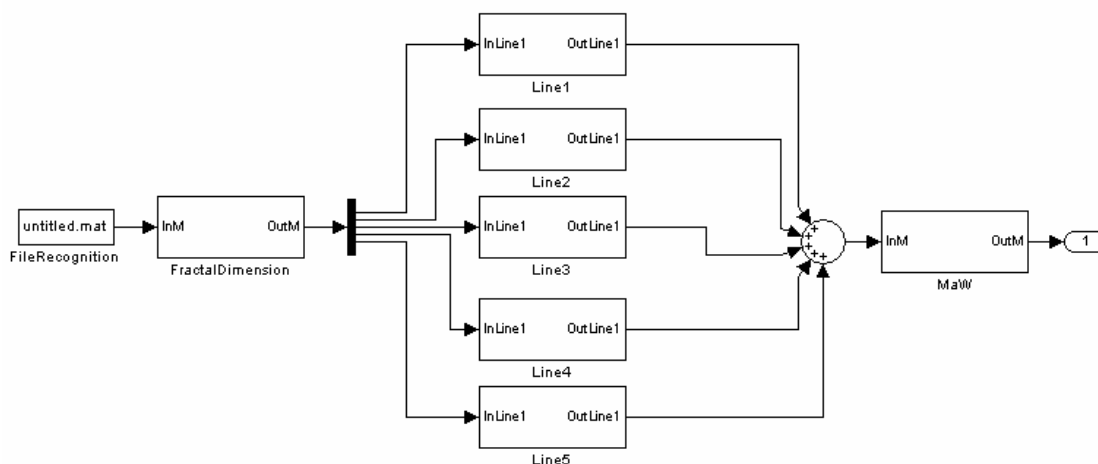


Рис. 11. Схема алгоритма идентификации пальца

Далее вектор \mathbf{D} , как говорилось ранее, раскладывается по каналам на пять векторов: $\mathbf{D}_1, \mathbf{D}_2, \dots, \mathbf{D}_5$. Полученные векторы \mathbf{D}_i сравниваются с векторами, содержащимися в базе признаков каждого канала. На выходе блока идентификации канала получаем вектор вероятностей.

На рис. 12 представлена схема работы блока идентификации одного канала (рис. 2). На схеме показаны пять блоков нечётко-логического контроллера – соответственно, каждый контроллер для каждого электрода данного канала.

Кинематическая схема и графическая модель кисти руки. Для проверки разработанного алгоритма были создана математическая модель и твердотельный макет кисти руки. Полная кинематическая схема макета кисти показана на рис. 13а.

Большой палец состоит из пяти суставов и обладает пятью степенями свободы. У остальных пальцев по 3 степени свободы и по 4 сустава. В соответствии со схемой рис. 13а каждый сустав содержит привод; при этом реализуется возможность управления каждой фалангой. Также в этой схеме отображена относительная подвижность пальцев в плоскости ладони.

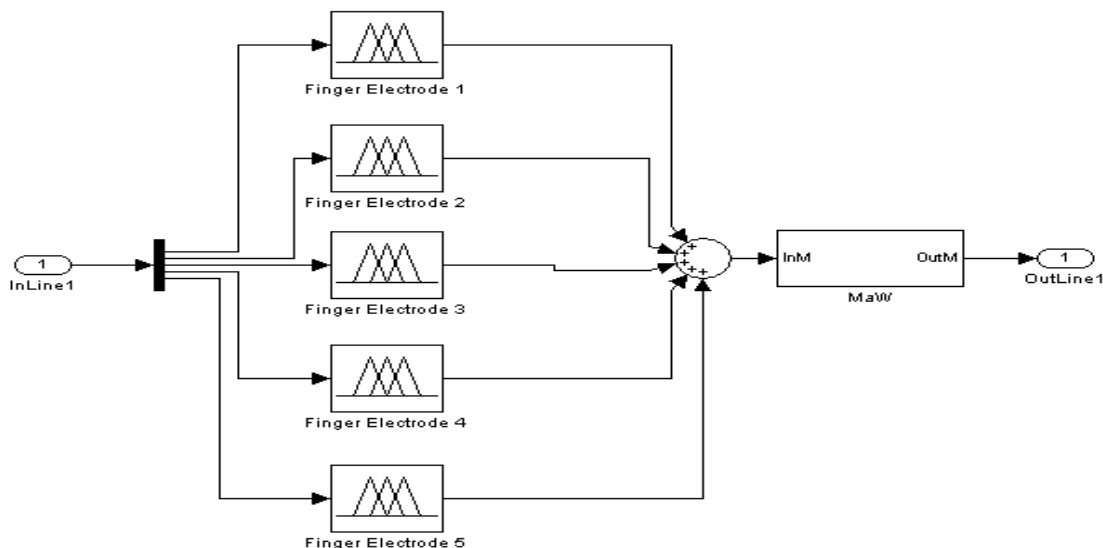


Рис. 12. Схема алгоритма идентификации пальца для одного канала с 5 электродами

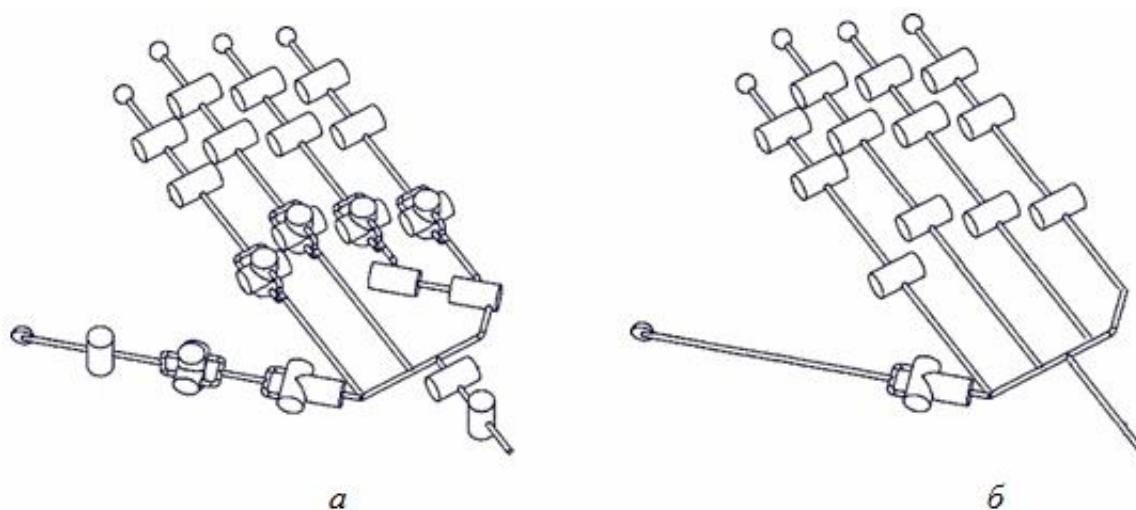


Рис. 13. Кинематическая схема кисти руки: полная (а), упрощенная (б)

В рассматриваемой в статье разработке при реализации макета протеза полная кинематическая схема кисти была упрощена (рис. 13б):

- подвижность всех фаланг пальцев обеспечивается одним приводом;
- пальцы не имеют подвижности относительно друг друга, также отсутствует подвижность запястья;
- большой палец имеет одну фалангу усложненной формы (она удобна для выполнения характерных действий типа хватания), которая обеспечивает только две степени подвижности.

Таким образом, в соответствии с рис. 13б, в модели кисти руки можно выделить трех- и двухфаланговые пальцы. К первому типу относятся: мизинец, безымянный, средний и указательный пальцы, ко второму – большой палец.

Решим прямую задачу кинематики. Ее цель состоит в обеспечении необходимого положения в пространстве сопряженных звеньев. Так как согласно модели движение трёхфалан-

говыми пальцами реализуется одним приводом (каждый палец имеет одну степень свободы), примем, что угол между фалангами φ^* один и тот же (что приблизительно соответствует физиологии пальца). Движение трёхфалангового пальца является плоским (рис. 14 а).

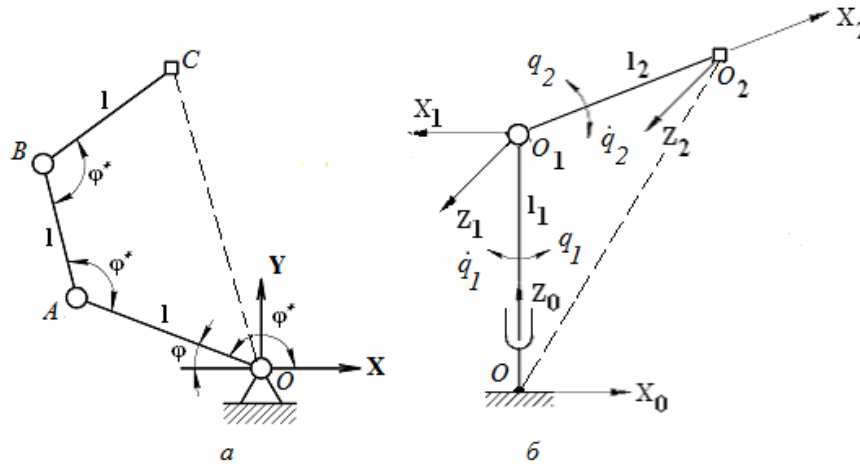


Рис. 14. Кинематическая схема трёхфалангового (а) и двухфалангового (б) пальца

Обозначения на рис. 14 а: φ – обобщённая координата; l – длина фаланги.

Так как $\varphi + \varphi^* = 180^\circ$, то из трапеции OABC находим:

$$\rho = OC = l(1 + 2 \cos \varphi),$$

$$\psi = \angle COX = 180^\circ - 2\varphi, \quad (8)$$

$$\begin{cases} x_C = \rho \cos \psi = -l(1 + 2 \cos \varphi) \cos 2\varphi \\ y_C = \rho \sin \psi = l(1 + 2 \cos \varphi) \sin 2\varphi \end{cases} \quad (9)$$

Получим вектор скоростей путём дифференцирования координат:

$$V_C = \begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l \dot{\varphi} (\sin \varphi + 2 \sin 2\varphi + 3 \sin 3\varphi) \\ l \dot{\varphi} (\cos \varphi + 2 \cos 2\varphi + 3 \cos 3\varphi) \end{pmatrix}. \quad (10)$$

Из полученной формулы видно, что скорость конца пальца (точки C) прямо пропорциональна длине пальца для каждого данного угла φ .

Большой палец является объектом, обладающим двумя степенями подвижности (q_1 и q_2). Задача является пространственной. Решим ее, построив систему координат Денавита-Хартенберга (рис. 14 б). Составим матрицы перехода от одного звена к другому:

$$A_1 = \begin{pmatrix} \cos q_1 & 0 & \sin q_1 & 0 \\ \sin q_1 & 0 & -\cos q_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_2 = \begin{pmatrix} \cos q_2 & \sin q_2 & 0 & \cos q_2 \\ \sin q_2 & -\cos q_2 & 0 & \sin q_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (11)$$

где A_n – матрица перехода от системы $(n-1)$ к системе n , причём:

- $n = 0$ – неподвижное основание (запястье);
- $n = 1$ – первая фаланга;
- $n = 2$ – вторая фаланга.

Определим матрицы перехода от неподвижного основания (запястья) к n -ому звену

$$T_1 = A_1$$

$$T_2 = A_1 \cdot A_2 \begin{pmatrix} \cos q_1 \cos q_2 & -\cos q_1 \sin q_2 & \sin q_1 & l_2 \cos q_1 \cos q_2 \\ \sin q_1 \cos q_2 & -\sin q_1 \sin q_2 & -\cos q_1 & l_2 \sin q_1 \cos q_2 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 & l_1 + l_2 \sin q_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (12)$$

Радиус-вектор конца пальца в неподвижной системе координат:

$$\rho = \begin{pmatrix} l_2 \cos q_1 \cos q_2 \\ l_2 \sin q_1 \cos q_2 \\ l_1 + l_2 \sin q_2 \end{pmatrix} \quad v = \begin{pmatrix} -l_2 (\sin q_1 \cos q_2 \cdot \dot{q}_1 + \sin q_2 \cos q_1 \cdot \dot{q}_2) \\ l_2 (\cos q_1 \cos q_2 \cdot \dot{q}_1 - \sin q_1 \sin q_2 \cdot \dot{q}_2) \\ l_2 \cos q_2 \cdot \dot{q}_2 \end{pmatrix} \quad (13)$$

Таким образом, решена прямая задача кинематики для большого пальца протеза руки.

На рис. 15 а представлена твёрдотельная модель кисти руки в сборе, созданная в среде SolidWorks 12.

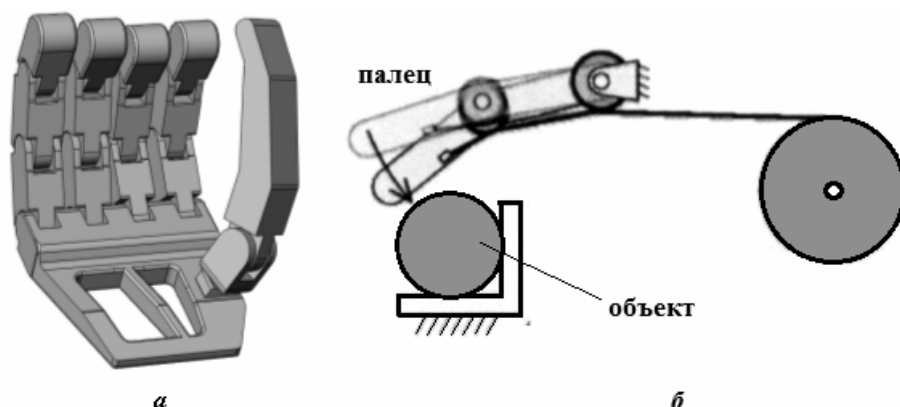


Рис. 15. а – Макет кисти руки в SolidWorks, б – тросовая передача между фалангами

Конструктивной особенностью данной модели является тросовая передача между фалангами (рис. 15 б). Эта передача обеспечивает равномерное сгибание фаланг пальцев (за счет равенства углов между фалангами). Разгибание фаланг пальцев происходит благодаря пружинам в шарнирных сочленениях между фалангами.

Выводы. В статье предложена структура биометрической системы управления протезом руки, способной распознать подаваемые к мышцам сигналы, идентифицировать по ним палец и сформировать соответствующие логические сигналы управления на приводы пальцев. С учетом возможностей различных методов распознавания данных ЭМГ было предложено использовать метод фрактальных размерностей. При решении задачи распознавания и идентификации пальца авторы применили нечеткий регулятор, работоспособность которого была подтверждена моделированием в программе *HandRecognition*, написанной в среде EmarcaderoRADStudioC++, а также моделированием в среде MATLAB.

Список литературы

1. Ярушкина Н. Г. Основы теории нечётких и гибридных систем / Н. Г. Ярушкина. – Москва : Финансы и статистика, 2004. – 320 с.
2. Bionic arm. – Available at: <http://www.allonrobots.com/bionic-arm.html>
3. Bionic hand wins top tech prize. – Available at: <http://news.bbc.co.uk/2/hi/science/nature/7443866.stm>

4. Fuzzy Logic Toolbox. – Available at: <http://www.mathworks.com/products/fuzzy-logic/index.html?BB=1>
5. Gabriele A. *Fractals in biology and medicine* / A. Gabriele, Theo F. Nonnenmacher. – Springer, 2005.
6. Higuchi T. Relationship between the fractal dimension and the power law index for a time series: a numerical investigation / T. Higuchi // *Physica D*. – 1990. – Vol. 46. – P. 254–264.
7. Höppner Frank. *Fuzzy cluster analysis: methods for classification, data analysis and image recognition* / Frank Höppner, F. Klawonn, R. Kruse, T. Runkler. – New York : John Wiley, 1999.
8. Muzumdar Ashok. *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* / Muzumdar Ashok. – Springer, 2004.
9. Sebastian Maier. Surface EMG suffices to classify the motion of each finger independently / Sebastian Maier, Patrick van der Smagt // *Proceedings of MOVIC 2008 : 9th International Conference on Motion and Vibration Control*. 15–18 September 2008. – Technische Universität München, 2008.
10. Sridhar Poosapadi Arjunan. Fractal features of Surface Electromyogram: A new measure for low level muscle activation / Sridhar Poosapadi Arjunan // *School of Electrical and Computer Engineering; Science, Engineering and Technology Portfolio*. – RMIT University, 2008.
11. Vicsek Tamás. *Fluctuations and scaling in biology* / Vicsek Tamás. – Oxford : Oxford University Press, 2001.

References

1. Yarushkina N. G. *Osnovy teorii nechetkikh i gibridnykh sistem* [Bases of the theory of fuzzy and hybrid systems]. Moscow, Finance and Statistics, 2004. 320 p.
2. Bionic arm. Available at: <http://www.allonrobots.com/bionic-arm.html>
3. Bionic hand wins top tech prize. Available at: <http://news.bbc.co.uk/2/hi/science/nature/7443866.stm>
4. Fuzzy Logic Toolbox. Available at: <http://www.mathworks.com/products/fuzzy-logic/index.html?BB=1>
5. Gabriele A., Nonnenmacher Theo F. *Fractals in biology and medicine*. Springer, 2005.
6. Higuchi T. Relationship between the fractal dimension and the power law index for a time series: a numerical investigation. *Physica D*, 1990, vol. 46, pp. 254–264.
7. Höppner Frank, Klawonn F., Kruse R., Runkler T. *Fuzzy cluster analysis: methods for classification, data analysis and image recognition*. New York, John Wiley, 1999.
8. Muzumdar Ashok. *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application*. Springer, 2004.
9. Sebastian Maier, Patrick van der Smagt. Surface EMG suffices to classify the motion of each finger independently. *Proceedings of MOVIC 2008: 9th International Conference on Motion and Vibration Control*. 15–18 September 2008. Technische Universität München, 2008.
10. Sridhar Poosapadi Arjunan. Fractal features of Surface Electromyogram: A new measure for low level muscle activation. *School of Electrical and Computer Engineering; Science, Engineering and Technology Portfolio*. RMIT University, 2008.
11. Vicsek Tamás. *Fluctuations and scaling in biology*. Oxford, Oxford University Press, 2001.

УДК 004.8

ПЕРСПЕКТИВЫ СОЗДАНИЯ И РАЗВИТИЯ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ С ЭЛЕМЕНТАМИ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО ПОИСКА, АНАЛИЗА И ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

Дунин Вадим Олегович, аспирант, Пензенская государственная технологическая академия, 440039, Российская Федерация, г. Пенза, проезд Байдукова / ул. Гагарина, 1а/11, e-mail: duninv@gmail.com