

УДК 616-77

А.А. Чернышев, Н.П. Мустецов

Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков

## АЛГОРИТМ УПРАВЛЕНИЯ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫМ ПРОТЕЗОМ РУКИ

В данной статье предлагается алгоритм работы системы управления многофункциональным биоэлектрическим протезом руки. В качестве исходной информации предложено использовать электрические сигналы от двух мышц, что позволяет распознавать три пары движений протеза. Система управления позволяет управлять следующими функциями протеза: хват - раскрытие кисти; пронация и супинация - вращательное движение кисти; сгибание и разгибание локтевого сустава. Алгоритм предусматривает возможность подключения индивидуальных программ управления, с учетом физиологических особенностей инвалида.

**Ключевые слова:** протез биоэлектрический, супинация кисти, электромиограмма, управления.

### Введение

Развитие электроники и возможности компьютерных технологий позволили автоматизировать многие производственные процессы и существенно помочь человеку в повседневной жизни и деятельности. Существенно изменился быт человека, повысилась производительность труда, стали более оптимизированы производственные процессы. Существуют определенные успехи применения компьютерных технологий в медицине при создании новых средств диагностики и терапии. Вместе с тем успехи в области создания систем и аппаратов замещения органов и систем организма человека более чем скромны.

Создание биоэлектрических протезов конечностей позволит существенно улучшить жизнь конкретного человека и имеет большое социальное значение, так как позволит вернуть обществу полноценного гражданина-труженика. В настоящее время, как в нашей стране, так и за рубежом существуют протезы с различными уровнями автоматизации и различными системами управления. Однако, известные устройства [1 – 4], имеют ряд недостатков: управление только одним из силовых приводов; невозможность подключения индивидуальных программ; сложность подсистем управления и подключения исполнительных механизмов, при их большом количестве. Поэтому создание адаптивных протезов конечностей является актуальной задачей.

### Существующие подходы к решению задачи

В настоящее время для управления многофункциональными протезами верхних конечностей используют миотонические и электроконтактные системы управления, ориентированные на использование конкретных функциональных возможностей инвалида. Такие протезы, имеющие жесткие алгоритмы

функционирования систем управления, имеют ограниченную область применения и могут быть использованы при наличии в инвалидов соответствующих управляющих воздействий. Кроме того, протезами с жесткими алгоритмами управления часто, особенно в случаях атипичного протезирования, не позволяют наиболее эффективно использовать существующие в инвалидов индивидуальные разнообразные функциональные возможности управления протезами.

В качестве исходной информации для управления протезом используют электромиограмму (ЭМГ) - электрический сигнал, связанный с возбуждением мышечных волокон или изменение объема мышц при их сокращении – тонический сигнал.

Биоэлектрический способ управления является более близким к естественному механизму управления конечностями и более перспективен [5]. Сущность такого способа управления протезом заключается в следующем. Регистрируемый с помощью поверхностных электродов сигнал электрической активности мышц, после соответствующей обработки, используется для управления исполнительными механизмами (ИМ) протеза, что позволяет существенно расширить двигательные возможности инвалида. Однако, ЭМГ имеет индивидуальные особенности, что ставит задачу разработки систем управления протезами с гибкими алгоритмами функционирования, оптимально использующие индивидуальные особенности инвалидов.

### Алгоритм адаптивного управления протезом верхней конечности

Кисть и рука человека имеет много степеней свободы [5]. Однако, для функционального протеза достаточно шести движений: сгибание - разгибание в локте, пронация - супинация кисти, хват и раскрытие кисти. В качестве исходной информации системы управления протезом используем ЭМГ двуглавой и трехглавой мышц плеча (рис. 1).

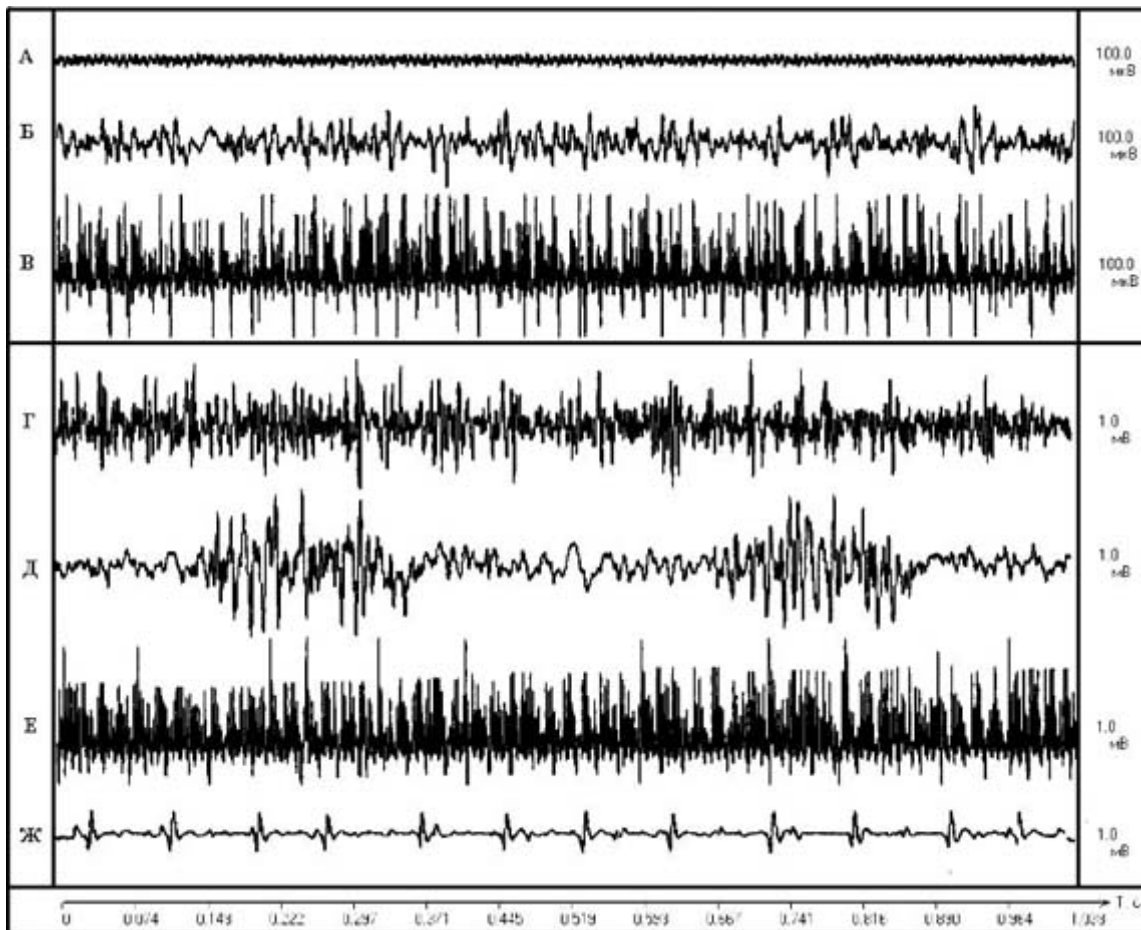


Рис. 1. ЭМГ скелетной мышцы:

- А - суммарная ЭМГ при полном расслаблении мышц;  
 Б - биоэлектрическая активность для обеспечения позы;  
 В - рефлекторная суммарная активность (при вибрационном рефлексе);  
 Г - при статическом усилии;

Как видим, сигнал ЭМГ имеет нерегулярный характер, поэтому в качестве информативного параметра, предполагаем выделение огибающей ЭМГ. При выполнении движений протезом инвалид дозирует величину электрической активности мышц, как при раздельном, так и при совместном изменении огибающих ЭМГ мышц-антагонистов.

Экспериментально было показано [6], что для идентификации движения достаточно выделить три пороговых уровня огибающих ЭМГ двух мышц. Специалисты Харьковского НИИ протезирования экспериментально определили диапазоны уровней изменения ЭМГ относительно максимальных их значений. Сигналы от нуля до 10 %  $U_{\max}$ , ( $0-\Pi_{D_2}$  и  $0-U_{T_2}$ ) – соответствуют отсутствию движений. Области от 40% до 70%  $U_{\max}$  и от 70% до 100%  $U_{\max}$  соответствуют движениям руки. Область значений от 10% до 40%, ( $U_{T_2}-U_{T_1}$ ,  $U_{D_2}-U_{D_1}$ ) является зоной неопределенности. Двухмерную область существования огибающих ЭМГ  $V_{DT}(t)$  можно разбить на семь зон, соответствующих различным функциям протеза.

Предлагаемый вариант разбиения пространства ЭМГ сигналов на зоны показан на рис. 2.

Величины порогов  $U_{D_2}$ ,  $U_{D_1}$ ,  $U_{D_2}$ ,  $U_{T_2}$ ,  $U_{T_1}$ ,  $U_{T_2}$  индивидуальны для каждого инвалида, определяются после выработки инвалидом возможности управлять раздельным и совместным сокращением мышц. Предварительные величины порогов определяются по результатам анализа гистограмм распределения амплитуд  $U_D(t)$  и  $U_T(t)$  при раздельном и совместном сокращении мышц. Уточнение величин порогов осуществляется на этапе оптимизации алгоритма работы системы управления протезом.

Если величины сигналов находятся в зоне  $0-\Pi_{D_2}$  и  $0-\Pi_{T_2}$  – электроприводы выключены. При величине сигналов, соответствующих зонам  $U_{D_1}-U_{D_2}$  и  $0-U_{T_2}$  принимается решение о включении схвата кисти,  $\Pi_{D_2}-100\%$  и  $0-\Pi_{T_1}$  – сгибание в локтевом шарнире,  $0-U_{D_1}$  и  $U_{T_1}-U_{T_2}$  – раскрытие кисти,  $0-U_{D_1}$  и  $U_{T_2}-100\%$  – разгибание в локтевом шарнире,  $\Pi_{D_2}-100\%$  и  $U_{T_2}-100\%$  – пронация кисти,  $U_{D_1}-U_{D_2}$  и  $U_{T_1}-U_{T_2}$  – супинация кисти.

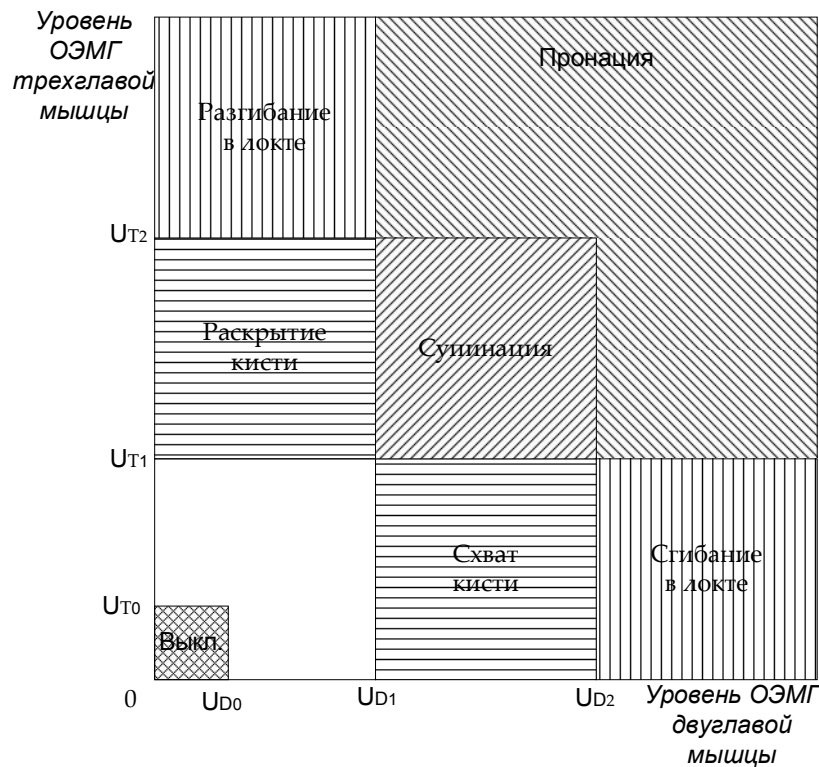


Рис. 2. Принцип формирования сигналов управления биоэлектрическим протезом плеча

Вторым показателем, который необходимо учитывать при реализации алгоритма является квантование ЭМГ по времени. В среднем интервал квантования ЭМГ составляет 0.02 секунды. Принятие решения о виде движения протеза необходимо принимать при нахождении сигналов  $U_D(t)$  и  $U_T(t)$  в соответствующей зоне (рис. 2) в течении времени не более 0.15 сек (что обусловлено скоростью реакции).

В рамках предлагаемой методики решение о виде выполняемой функции протезом сводится к оценке пространственного положения вектора  $V_{DT}(t)$  и принадлежности его к одной из зон. Надежность оценки вида движения, т.е. минимизация вероятности принятия ложного решения будет зависеть от размеров и пространственного положения зон, индивидуальных для каждого инвалида. Анализ подготовки инвалидов к протезированию показал [6], что определение размеров отдельных зон не представляет особой трудности для инвалидов, у которых биоэлектрическая активность мышц не ниже 50 % биоэлектрической активности соответствующих мышц здорового человека.

При попытке решить эту задачу встречаются трудности, связанные с формализацией самой постановки, особенно, если учесть то обстоятельство, что в большинстве практических случаев нельзя с достаточной достоверностью определить модель  $V_{DT}(t)$ . Поэтому приходится прибегать к некоторым упрощениям в постановке задачи и тем самым при-

ходить к оптимальным алгоритмам решения этой задачи. При этом следует учитывать возможность реализации решения этой задачи в реальном времени.

В случае нахождения вектора  $V_{DT}(t)$  в определенной зоне в течение времени большего периода квантования  $t_p$  принятие решения о виде движения не представляет трудностей. На практике удержание вектора  $V_{DT}(t)$  в зоне практически невозможно, т. к. огибающая ЭМГ представляет собой нестационарный случайный сигнал с колебаниями амплитуды сравнимыми с ее средними значениями в течение  $t_p$ . Частично уменьшить колебания огибающей ЭМГ можно пропустив ее через НЧ фильтр. При фильтрации происходит сглаживание огибающей, однако при этом происходит дополнительная задержка принятия решения о нахождении вектора  $V_{DT}(t)$  в заданной зоны. Это, в конечном итоге приведет к задержке включения и выключения соответствующих электроприводов протеза. Как показали проведенные расчеты, фильтр, обеспечивающий достаточную надежность оценки вида движения, даст задержку команды на ИМ от 0.2 до 0.3 с. Из этого следует, что такой метод определения вида движения не является оптимальным и вызывает трудности управления протезом.

Решение задачи о размерах отдельных зон и их пространственное положение в области изменения  $V_{DT}(t)$ , может быть выполнено методом, используемым в радиолокации. Для обеспечения достаточной

оценки попадания вектора  $V_{DT}(t)$  в одну из зон, обнаружитель должен состоять из пяти-шести ячеек, которые соответствуют этапам квантования сигнала, обнаружения начала выбранного вида движения и обнаружителя кода движений.

После регистрации и фильтрации ЭМГ двуглавой трехглавой мышц мы получим сигналы  $U_D(t)$ , и  $U_T(t)$ , представляющие собой смеси полезных сигналов и шумов.

Первым шагом обработки огибающих ЭМГ является их дискретизация по амплитуде, относительно пороговых значений. В результате, дискретизации огибающие  $U_D(t)$  и  $U_T(t)$  можно представить в виде последовательности символов  $\{0,1\}$ :

$$\begin{aligned} U_{D_0}(t) &= \begin{cases} 1, \text{ при } U_D(t) < D_0; \\ 0, \text{ при } U_D(t) \geq D_0; \end{cases} \\ U_{D_1}(t) &= \begin{cases} 1, \text{ при } D_1 \leq U_D(t) < D_2; \\ 0, \text{ при } U_D(t) < D_1 \text{ и } U_D(t) \geq D_2; \end{cases} \\ U_{D_2}(t) &= \begin{cases} 1, \text{ при } U_D(t) \geq D_2; \\ 0, \text{ при } U_D(t) < D_2; \end{cases} \\ U_{T_1}(t) &= \begin{cases} 1, \text{ при } U_T(t) < T_0; \\ 0, \text{ при } U_T(t) \geq T_0; \end{cases} \\ U_{T_1}(t) &= \begin{cases} 1, \text{ при } T_1 \leq U_T(t) < T_2; \\ 0, \text{ при } U_T(t) < T_1 \text{ и } U_T(t) \geq T_2; \end{cases} \\ U_{T_2}(t) &= \begin{cases} 1, \text{ при } U_T(t) \geq T_2; \\ 0, \text{ при } U_T(t) < T_2. \end{cases} \end{aligned} \quad (1)$$

Следующим этапом обработки огибающих ЭМГ является квантование последовательностей (1) во времени. В конечном итоге надежность определения вида движения является функцией периода квантования.

Однако, проведенные исследования показали [6], что при изменении периода квантования в пределах 15 – 30 мс, не влияет существенно на надежность определения вида движения. Таким образом, на выходе временного дискриминатора получим последовательности импульсных сигналов, принимающих значение "1", если в течение периода квантования соответствующая последовательность в (1) принимала значение "1".

$$\begin{aligned} U_{D_0}(t) &\rightarrow U_{D_0}(t_i); \\ U_{D_1}(t) &\rightarrow U_{D_1}(t_i); \\ U_{D_2}(t) &\rightarrow U_{D_2}(t_i); \\ U_{T_1}(t) &\rightarrow U_{T_1}(t_i); \\ U_{T_1}(t) &\rightarrow U_{T_1}(t_i); \\ U_{T_2}(t) &\rightarrow U_{T_2}(t_i). \end{aligned} \quad (2)$$

**Третьим этапом** обработки огибающих ЭМГ является определение вида движения. Задача определения вида движения состоит в том, чтобы на основании анализа каждой из последовательностей (2) решить оптимальным образом: является ли эта по-

следовательность управляющим воздействием для данного вида движения или она вызвана влиянием помехи.

К обнаружителю вида движения, наряду с обеспечением оптимальных характеристик обнаружения, предъявляются дополнительные требования, связанные с особенностями формирования управляющих воздействий для выбора вида движения и обеспечения возможности пропорционального управления электроприводами. Так при определении вида движения важным является минимизация времени принятия решения и ограничения его пределом 0.2 сек.

После выбора вида движения инвалид может осуществлять пропорциональное управление электроприводом путем изменения активности мышц, что в конечном итоге приводит к изменению содержания последовательностей (2). В этой связи целесообразно определение вида движения проводить в два этапа: выбор вида движения и обнаружение конца движения.

Выбор вида движения и обнаружение конца движения осуществляют семь обнаружителей, которые обрабатывают последовательности (2) и фиксируют начало вида движения или его конец при выполнении определенных условий для содержания этих последовательностей.

Основными качественными характеристиками определителей является вероятность правильного обнаружения  $P_{пр}$ , т.е. вероятность принятия решения о начале движения при наличии управляющего воздействия и вероятность ложной тревоги  $P_{лт}$ , т.е. вероятность принятия решения о начале движения при отсутствии управляющего воздействия. Вероятности  $P_{пр}$  и  $P_{лт}$  зависят от многих факторов и в первую очередь от структуры цифрового автомата и значений пороговых уровней:

$$P_{D_0}, P_{D_1}, P_{D_2}, P_{T_1}, P_{T_2}.$$

Вначале решим задачу оценки вероятности ложной тревоги  $P_{лт}$  при воздействии на систему управления только помех. Основная трудность определения вероятности правильного обнаружения  $P_{пр}$  и ложной тревоги  $P_{лт}$  заключается в том, что вероятности являются индивидуальными для каждого инвалида и зависят от вида движения. Для этих целей в УкрНИИ протезирования были разработаны алгоритм и программа, которые позволяют получать двумерное распределение огибающих ЭМГ при воздействии помех для первых десяти периодов квантования огибающих ЭМГ с момента начала управляющего воздействия (3).

$$W(U_D, U_T). \quad (3)$$

Будем оценивать  $P_{лт}$  для определителя движения на примере «схват кисти», граф которого приведен на рис. 3.

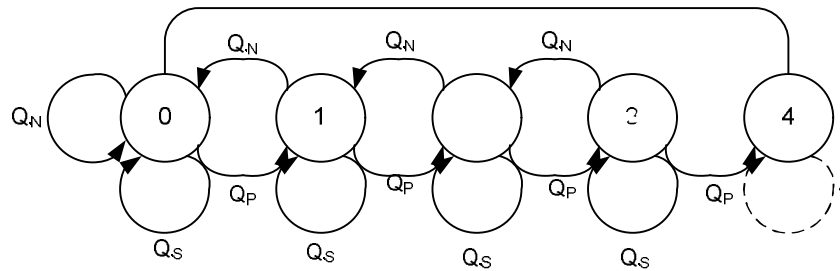


Рис. 3. Граф «Схват кисти»

Определитель вида движения представляет собой набор ячеек, которые могут находиться в одном из двух состояний  $\{0,1\}$ . В исходном состоянии все ячейки, за исключением нулевой, находятся в состоянии "0".

По истечении интервала квантования ячейка может перейти в новое состояние, если вектор огибающей электромиограммы находился в зоне "схват" (рис. 3). При достижении четвертой ячейки состояния "1", принимается решение о выборе движения "схват кисти".

Для оценки вероятности  $P_{лт}$  необходимо определить значение вероятностей попадания в зону функции  $Q_P$ , в зону выключения  $Q_N$ , в зону функции  $Q_S$ . Вероятность  $Q_P$  и  $Q_N$  получим, проинтегрировав (3) по областям "схват кисти" и "Выкл":

$$Q_P = \int_{D_1}^{U_2} \int_0^{U_1} W(U_D, U_T) dU_D dU_T; \quad (4)$$

$$Q_N = \int_0^{D_0} \int_0^{T_0} W(U_D, U_T) dU_D dU_T. \quad (5)$$

Вероятность  $Q_S$  определим из следующего выражения:

$$Q_S = 1 - (Q_P + Q_N). \quad (6)$$

С помощью вероятностей, полученных в результате решения уравнения, будут выбраны пороговые значения для алгоритма, оценена его эффективность, а также будет зависеть количество ячеек в определителе.

Состояние автомата в течение каждого периода квантования огибающих электромиограммы зависит от его состояния в предыдущем периоде и исходя из анализа огибающих ЭМГ в предыдущем периоде. Следовательно, процесс накопления информации статистически описывается цепью Маркова и матрица перехода вероятностей имеет вид:

$$A = \begin{pmatrix} Q_N + Q_S & Q_P & 0 & 0 & 0 \\ Q_N & Q_S & Q_P & 0 & 0 \\ 0 & Q_N & Q_S & Q_P & 0 \\ 0 & 0 & Q_N & Q_S & Q_P \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}. \quad (7)$$

Обозначим  $P_0, P_1, P_2, P_3$  и  $P_4$  – вероятности состояния ячеек автомата и используя общее правило нахождения вероятностей  $P_i$  достижения автоматом

$i$ -го состояния, можно получить следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} P_0 = P_0 Q_N + P_0 Q_S + P_1 Q_N; \\ P_1 = P_0 Q_P + P_1 Q_S + P_2 Q_N; \\ P_2 = P_1 Q_P + P_2 Q_S + P_3 Q_N; \\ P_3 = P_2 Q_P + P_3 Q_S + P_4 Q_N; \\ P_4 = P_3 Q_P; \\ P_0 + P_1 + P_2 + P_3 + P_4 = 1. \end{cases} \quad (8)$$

Вероятность ложной тревоги  $P_{лт}$  равна вероятности достижения автоматом состояния  $P_4$ , при воздействии на его вход только помех. Решая систему уравнений (8), можно получить вероятность  $P_4$ , которая и будет оценкой вероятности ложной тревоги  $P_{лт}$ . Очевидно, что  $P_{лт}$  будет зависеть от величины порогов  $U_{n_2}, U_{n_4}, U_{T_2}, U_{T_4}, U_{T_2}$ . Аналогичным образом можно получить системы уравнений для определения вероятности ложного обнаружения других видов движения, изменяя пределы интегрирования в (4) и (5) и составляя структуру графа для конкретного случая.

Алгоритм определения вероятности правильного обнаружения  $P_{пр}$  несколько сложнее алгоритма определения  $P_{лт}$ , т.к. к моменту начала управляющего воздействия определителя может находиться с определенной вероятностью в одном из состояний за счет воздействия помех. Вероятности перехода автомата из одного состояния в другое  $Q_P, Q_N, Q_S$  будут зависеть от вида управляющего воздействия и будут изменяться от периода к периоду квантования огибающих ЭМГ, т.к. усредненная энергия ЭМГ будет увеличиваться с момента начала управляющего воздействия. Следовательно, процесс накопления информации в области управляющего воздействия образует неоднородную цепь Маркова.

Пусть к моменту прихода первого сигнала управляющего воздействия известен вектор исходного состояния определителя (для примера рассмотрим определитель, граф которого изображен на рис. 3):

$$P^{(0)} = [P_0^{(0)}, P_1^{(0)}, P_2^{(0)}, P_3^{(0)}, P_4^{(0)}]. \quad (9)$$

Элементы вектора  $P(0)$  определяются из системы уравнений (8).



Вероятность состояний цифрового автомата на  $j$ -м периоде квантования после начала управляющего воздействия можно определить с помощью рекурсивной процедуры, применяемой к системе уравнений, полученной из графа автомата:

$$\begin{cases} P_1^{(j)} = P_0^{(j-1)} Q_{Pj} + P_1^{(j-1)} Q_{Sj} + P_2^{(j-1)} Q_{Nj}; \\ P_2^{(j)} = P_1^{(j-1)} Q_{Pj} + P_2^{(j-1)} Q_{Sj} + P_3^{(j-1)} Q_{Nj}; \\ P_3^{(j)} = P_2^{(j-1)} Q_{Pj} + P_3^{(j-1)} Q_{Sj} + P_4^{(j-1)} Q_{Nj}; \\ P_4^{(j)} = P_3^{(j-1)} Q_{Pj}. \end{cases}$$

Здесь  $Q_{Pj}$ ,  $Q_{Nj}$ ,  $Q_{Sj}$  – вероятности появления сигнала в областях, определенных на рис. 2 на  $j$ -м периоде управляющего воздействия, причем

$$Q_{Nj} + Q_{Sj} + Q_{Pj} = 1. \quad (11)$$

Вероятность обнаружения начала вида движения при наличии управляющего воздействия на  $j$ -м периоде будет равна  $P_4(j)$ .

Определители различных видов движения и обнаружения конца движения отличаются друг от друга только количеством ячеек и значениями вероятностей  $Q_{Pj}$ ,  $Q_{Nj}$ ,  $Q_{Sj}$ , которые получаются в результате выбора различных пределов при интегрировании (4) и (5).

## Выводы

Приведенное в данной статье решение позволяет повысить функциональность протезов за счет быстрого и качественного подключения исполнительных механизмов и управления ими. В данной системе управления возможно подключение и управление каждым исполнительным механизмом в отдельности, оптимально используя способности инвалида к управлению.

Перспективы: приведенное в этой статье решение отличается от своих аналогов возможностью использования всего двух электродов для обеспечения 3 пар движений, легкостью и комфортностью

управления исполнительными механизмами и высоким быстродействием, что позволяет использовать его в протезно-ортопедических устройствах.

## Список литературы

1. European patent specification. EP 0 421 780 B1. Application number: 90310869.4, Date of filing: 04.10.1990. Multifunction control of a prosthetic limb using syntactic analysis of the dynamic myoelectric signal patterns associated with the onset of muscle contraction.

2. United States. Patent Application Publication Yaeger. Pub. No.: US 2006/0263175A1. Pub. Date: Nov. 23, 2006. MYOELECTRIC LIMB HAND. Miami FL(USA).

3. Устройство для управления многофункциональным биоэлектрическим протезом руки [Текст] : пат. 63857 Украина: МПК А61F 2/72 / Чернышев В.П., Чернышев А.А., Чернышев С.А., Семенец В.В., Высоцкая Е.В.; заявитель и патентообладатель Харьк. нац. ун-т радиоэл-ки. – № 20112899 ; заявл. 12.03.2011 ; опубл. 25.10.2011, Бюл. № 20. – 5 с.

4. Patent Application Publication. TI: MYOELECTRIC BIONIC ELECTRIC ARTIFICIAL HAND HAVING TACTUAL SENSATION. PA: HANGZHOU ELECTRONIC TECH UNIV, CN. IN: LUO ZHIZENG, CN; XI XUGANG, CN. AD: 02.06.2004. AN: 200420023440. PUB: 21.12.2005.

5. TI: Myoelectric bionic artificial hand with thigh-esthesia and its control. PA: HANGZHOU ELECTRONIC SCIENCE AN, CN. IN: LUO ZHIZENG, CN; XI XUGANG, CN. AD: 02.06.2004. AN: 200410024941. PUB: 23.02.2005

6. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами [Текст] / Я.Л. Славуцкий. – М.: Медицина, 1982. – 289 с.

Поступила в редколлегию 3.06.2014

Рецензент: д-р техн. наук, проф. А.И. Бых, Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков.

## АЛГОРИТМ КЕРУВАННЯ БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ

А.А. Чернышев, М.П. Мустецов

Розглядається алгоритм управління багатофункціональним біоелектричним протезом руки на три пари рухів. Пропонований алгоритм послідовно управляє такими функціями, як схват - розкриття кисті, пронація - супінація кисті, згинання та розгинання ліктьового суглоба.

**Ключові слова:** протез біоелектричний, супінація кисті, електроміограма, управління.

## CONTROL ALGORITHM MULTIFUNCTIONAL PROSTHETIC ARM

A.A. Chernyshev, N.P. Mustetsov

An algorithm for management bioelectric prosthesis hands on three pairs of movements. The proposed algorithm consistently manages functions such as: Tong-disclosure brush; pronation-supination of the hand; flexion-extension of the elbow.

**Keywords:** bioelectric prosthesis, supination brush electromyogram management.