

УДК 004.89

DOI: [10.26102/2310-6018/2021.34.3.022](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2021.34.3.022)

## Адаптивная биотехническая система с роботизированным устройством для восстановления двигательных функций нижних конечностей постинсультных больных

А.А. Трифонов<sup>1</sup>, С.А. Филист<sup>1</sup>, Е.В. Петрунина<sup>2</sup>, А.А. Кузьмин<sup>1</sup>, М.Т. Шехине<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Юго-Западный государственный университет, Курск, Россия

<sup>2</sup>Московский государственный гуманитарно-экономический университет,  
Москва, Россия

<sup>3</sup>Курский государственный медицинский университет, Курск, Россия

**Резюме.** Для восстановления двигательных функций нижних конечностей постинсультных больных предлагается использовать биотехническую систему с робототехническим устройством. Управление основано на анализе и классификации электромиосигналов. Робототехническое устройство регулируется модулем нечеткого управления, позволяющим поддерживать три режима реабилитации, выбирать и переключать их в зависимости от функционального состояния пациента, тем самым подбирая оптимальную программу реабилитации для текущего функционального состояния пациента. Модель управления включает три модуля нечеткого управления с соответствующими базами нечетких решающих правил и позволяет адаптировать процедуру реабилитации к функциональному состоянию пациента. Для оценки эффективности предложенного метода реабилитации в экспериментальную группу было включено 23 пациента, перенесших обострения от 25 дней до 5 лет, включая пациентов с подострым (<180 дней после обострения) и хроническим (> 180 дней после обострения) состояниями. После курса реабилитации посредством биотехнической системы с модулем нечеткого управления отмечается значительное увеличение максимумов кривой силы реакции опоры R<sub>z</sub> на пораженной ноге в экспериментальной группе по отношению к контрольной группе. Соответственно, амплитуда переднего толчка в экспериментальной группе возрастает на 62 % (120 %), заднего толчка – на 58 % (115 %), в то время как в контрольной группе прирост амплитуды составляет соответственно 40 % (101 %) и 41 % (105 %). При этом на паретичной ноге возникают отчетливые максимумы составляющей опорной реакции R<sub>z</sub>.

**Ключевые слова:** модуль нечеткого управления, постинсультные больные, робототехническое устройство, алгоритм, база нечетких решающих правил

**Для цитирования:** Трифонов А.А., Филист С.А., Петрунина Е.В., Кузьмин А.А., Шехине М.Т. Адаптивная биотехническая система с роботизированным устройством для восстановления двигательных функций нижних конечностей постинсультных больных. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2021;9(3). Доступно по:

<https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1037> DOI: 10.26102/2310-6018/2021.34.3.022

## Adaptive biotechnical system with a robotic device for the restoration of motor functions of the lower extremities in post-stroke patients

A.A. Trifonov<sup>1</sup>, S.A. Philist<sup>1</sup>, E.V. Petrunina<sup>2</sup>, A.A. Kuzmin<sup>1</sup>, M.T. Shekhine<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Southwest State University, Kursk, Russia

<sup>2</sup>Moscow State University for the Humanities and Economics, Moscow, Russia

<sup>3</sup>Kursk State Medical University, Kursk, Russia

**Abstract:** To restore the motor functions of the lower extremities of post-stroke patients, it is proposed to use a biotechnical system with a robotic device. The control is based on the analysis and classification

of electromyosignals. The robotic device is controlled by a fuzzy control module, which allows maintaining three modes of rehabilitation and selecting and switching them depending on the functional state of the patient, thereby selecting the optimal rehabilitation program for the current functional state of the patient. The control model for includes three fuzzy control modules with the corresponding bases of fuzzy decision rules and allows you to adapt the rehabilitation procedure to the functional state of the patient. To assess the effectiveness of the proposed method of rehabilitation, the experimental group included 23 patients who underwent exacerbations from 25 days to 5 years, including patients with subacute (<180 days after exacerbation) and chronic (> 180 days after exacerbation) conditions. After a course of rehabilitation by means of a biotechnical system with a fuzzy control module, there is a significant increase in the maxima of the support reaction force  $R_z$  on the affected leg in the experimental group in relation to the control group. Accordingly, the amplitude of the front push in the experimental group increased by 62% (120%), the rear push by 58% (115%), while in the control group the amplitude increase was 40% (101%) and 41% (105 %). In this case, distinct maxima of the support reaction component  $R_z$  appear on the paretic leg.

**Keywords:** fuzzy control module, post-stroke patients, robotic device, algorithm, base of fuzzy decision rules.

**For citation:** Trifonov A.A., Philist S.A., Petrunina E.V., Kuzmin A.A., Shekhine M.T. Adaptive biotechnical system with a robotic device for the restoration of motor functions of the lower extremities in post-stroke patients. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2021;9(3). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1037> DOI: 10.26102/2310-6018/2021.34.3.022 (In Russ).

## Введение

Для реабилитационных систем восстановления двигательных функций (ДФ) характерны два режима. Первый режим не предусматривает интерактивное взаимодействие с пациентом. В этом режиме пациент не участвует в реабилитационном процессе и экзоскелет выполняет движение в соответствии с заданной программой, например, режим «встать-сесть» [1].

Второй режим предполагает контроль электрофизиологических сигналов двигательной активности, на основе которых осуществляется биотехническая обратная связь, позволяющая установить интерактивный режим работы пациента и экзоскелета.

В настоящее время начал развиваться третий режим восстановления ДФ, основанный не только на фиксации сигналов двигательной активности, но и возбуждения или управления этими сигналами на основе формирования виртуальной реальности [2, 3].

На Рисунке 1 приведена функциональная модель биотехнической системы (БТС) с робототехническим устройством для постинсультной реабилитацией, которая отражает функциональные связи между элементами системы и даёт представление об организации работы системы управления в экзоскелетном устройстве реабилитации с использованием в качестве биотехнической обратной связи сигналов электромиограммы.

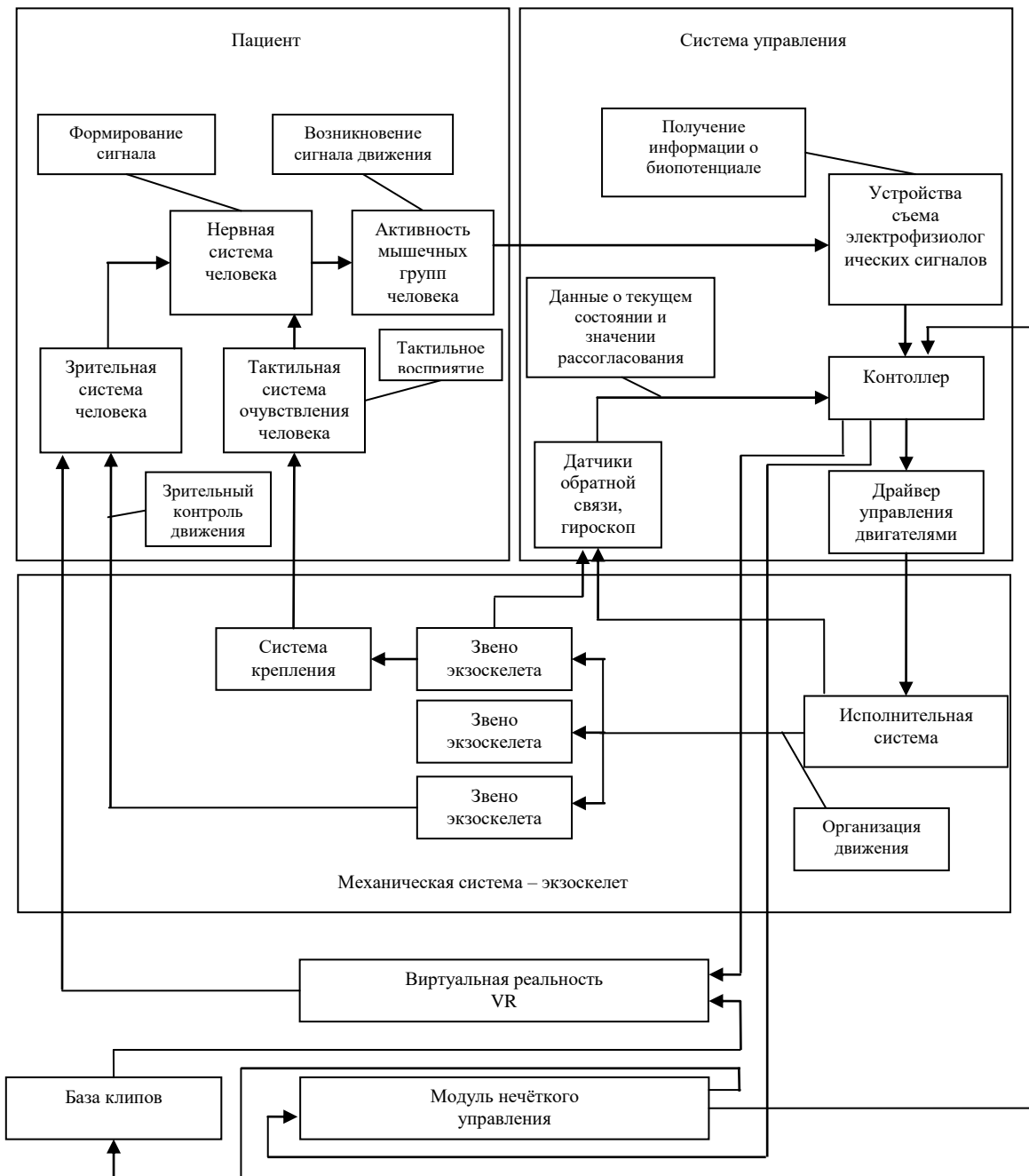


Рисунок 1 – Функциональная модель системы реабилитации на основе робототехнического устройства

Figure 1 - Functional model of a rehabilitation system based on a robotic device

Структурная схема БТС реабилитации в режиме «встать-сесть» представлена на Рисунке 2.

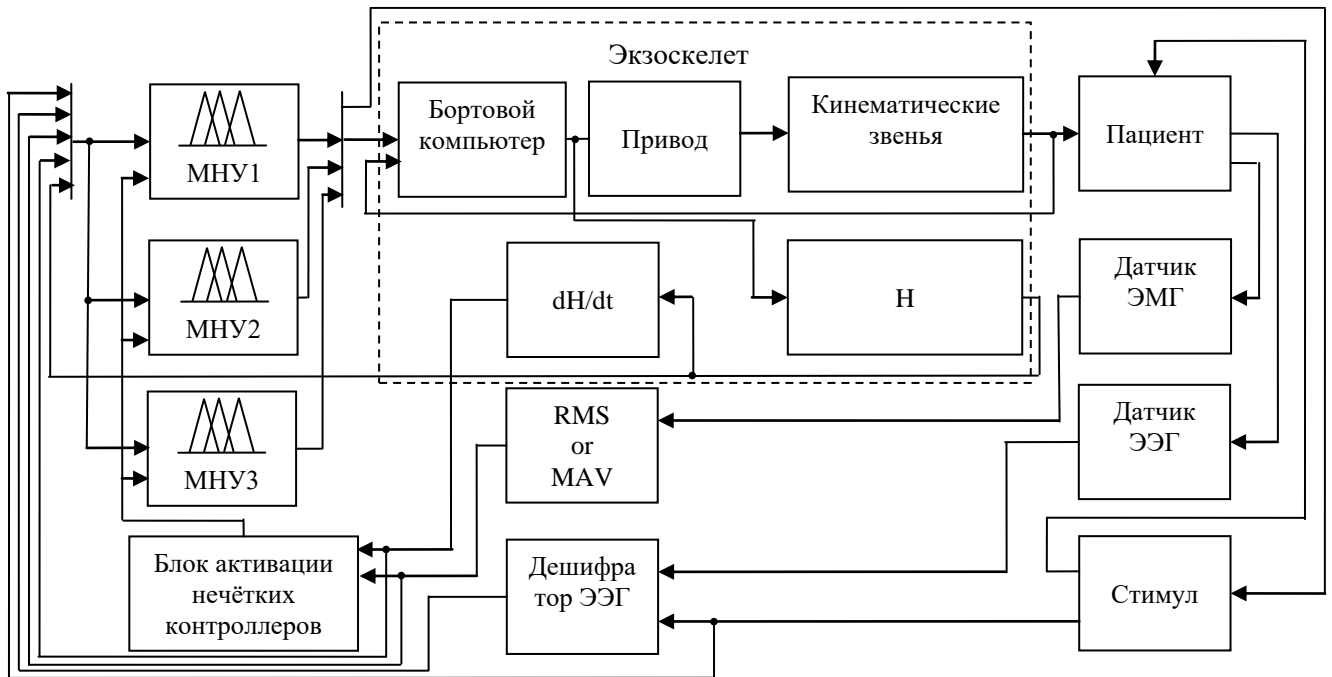


Рисунок 2 – Структурная схема биотехнической системы реабилитации в режиме «встать-сесть»

Figure 2 - Block diagram of the biotechnical rehabilitation system in the "stand up and sit down" mode

Для управления экзоскелетом в режиме «встать-сесть» используется три модуля нечёткого управления (МНУ), активация каждого из которых определяется программой реабилитации. Каждый МНУ соответствует определённой программе реабилитации. Структурная схема нечёткого контроллера, являющегося ядром МНУ, представлена на Рисунке 3 [4, 5].

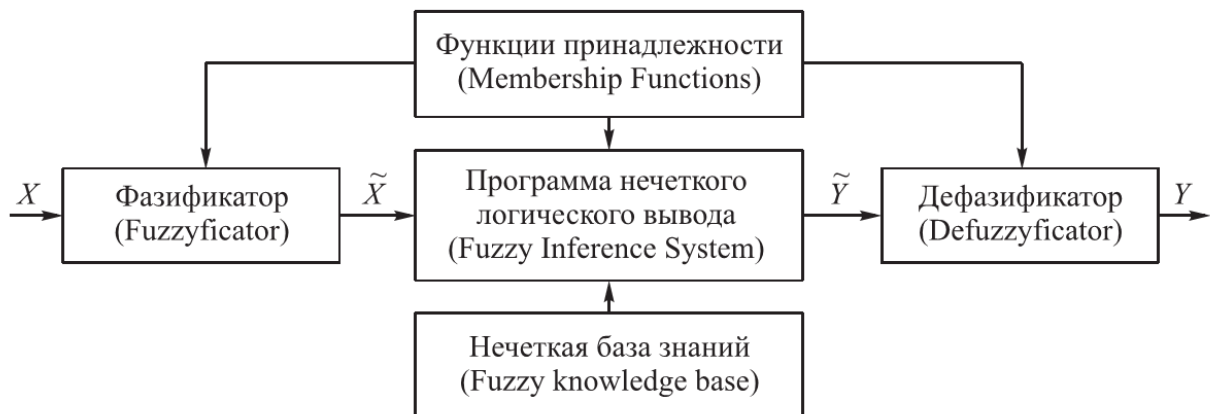


Рисунок 3 – Структурная схема нечеткого контроллера:  $X$  – входной четкий вектор сигналов, поступающих на контроллер;  $\tilde{X}$  – входной нечеткий вектор;  $\tilde{Y}$  – выходной нечеткий вектор;  $Y$  – выходной четкий вектор сигналов

Figure 3 - Block diagram of a fuzzy controller:  $X$  - input clear vector of signals coming to the controller;  $\tilde{X}$  - input fuzzy vector;  $\tilde{Y}$  - output fuzzy vector;  $Y$  - output crisp signal vector

## Нечеткий решающий модуль для управления реабилитационным робототехническим устройством и алгоритмы управления робототехническим устройством для различных программ реабилитации

Условия выбора программы реабилитации определяются в результате сравнения текущих параметров электромиосигналов (ЭМС) с пороговыми значениями. Таблица 1 отражает эти условия для трех программ реабилитации.

Таблица 1 – Условия выполнения программы реабилитации  
Table 1 - Conditions for the implementation of the rehabilitation program

Программа реабилитации	RMS	MAV	$\vec{d\phi_i}/dt$
1	$< RMS_{пор}$	$< MAV_{пор}$	-
2	$< RMS_{пор}$	$> MAV_{пор}$	$\vec{d\phi_i}/dt < пор$
	$> RMS_{пор}$	$< MAV_{пор}$	
	$> RMS_{пор}$	$> MAV_{пор}$	
3	$< RMS_{пор}$	$> MAV_{пор}$	$\vec{d\phi_i}/dt > пор$
	$> RMS_{пор}$	$< MAV_{пор}$	
	$> RMS_{пор}$	$> MAV_{пор}$	

Первая программа реабилитации осуществляется под управлением контроллера МНУ1 и выполняется согласно алгоритму Рисунок 2. Эта программа выполняется при условии, если сигналы центральной нервной системы (ЦНС) не создают потенциалов на двигательных единицах (ДЕ) соответствующих мышц или отсутствуют. В этом случае экзоскелет работает в автономном режиме и целью процедуры реабилитации является получение этих сигналов в ДЕ мышечных волокон соответствующей мышцы. С этой целью в этом режиме предусмотрено использовать биологическую обратную связь (БОС) через блок «стимул», датчик ЭЭГ и дешифратор ЭЭГ. Блок «стимул» формирует для пациента виртуальную реальность (VR), которая стимулирует сигналы ЦНС на соответствующие ДЕ [2, 6, 7].

Моделирование VR осуществляет непосредственно блок МНУ1, который из базы клипов VR через блок «стимул» предлагает соответствующие стимулы пациенту. Наряду со стимулом осуществляется имитация сокращения соответствующих мышц посредством экзоскелета. МНУ1 «захватывает» стимулируемые VR сигналы ЦНС и в качестве ответной реакции на них осуществляет подъем пациента на определённую высоту. Скорость подъёма и высота подъёма  $H$  центра тяжести пациента зависят от сигналов на ДЕ, поступающих из ЦНС. На первом этапе реабилитации посредством VR добиваются соответствующих паттернов ЭЭГ на стимулирующие воздействия, осуществляется переход на новую модель VR, цель которой – получение паттернов ЭМГ соответствующих ДЕ. Реабилитационные процедуры МНУ1 считаются успешными, если сигнал ЭМГ позволяет блоку активации нечётких контроллеров перейти на другую программу реабилитации.

Схема алгоритма программы реабилитации в режиме МНУ1 представлена на Рисунке 4. Этот режим реабилитации используется тогда, когда не представляется возможным засинхронизировать моменты на серводвигателях экзоскелета и потенциалы ДЕ. Задача этого режима реабилитации в том, чтобы добиться синхронизации моментов на серводвигателях экзоскелета с дешифрованными сигналами ЭЭГ, которые соответствуют режиму «встать» или режиму «сесть» [8, 9].

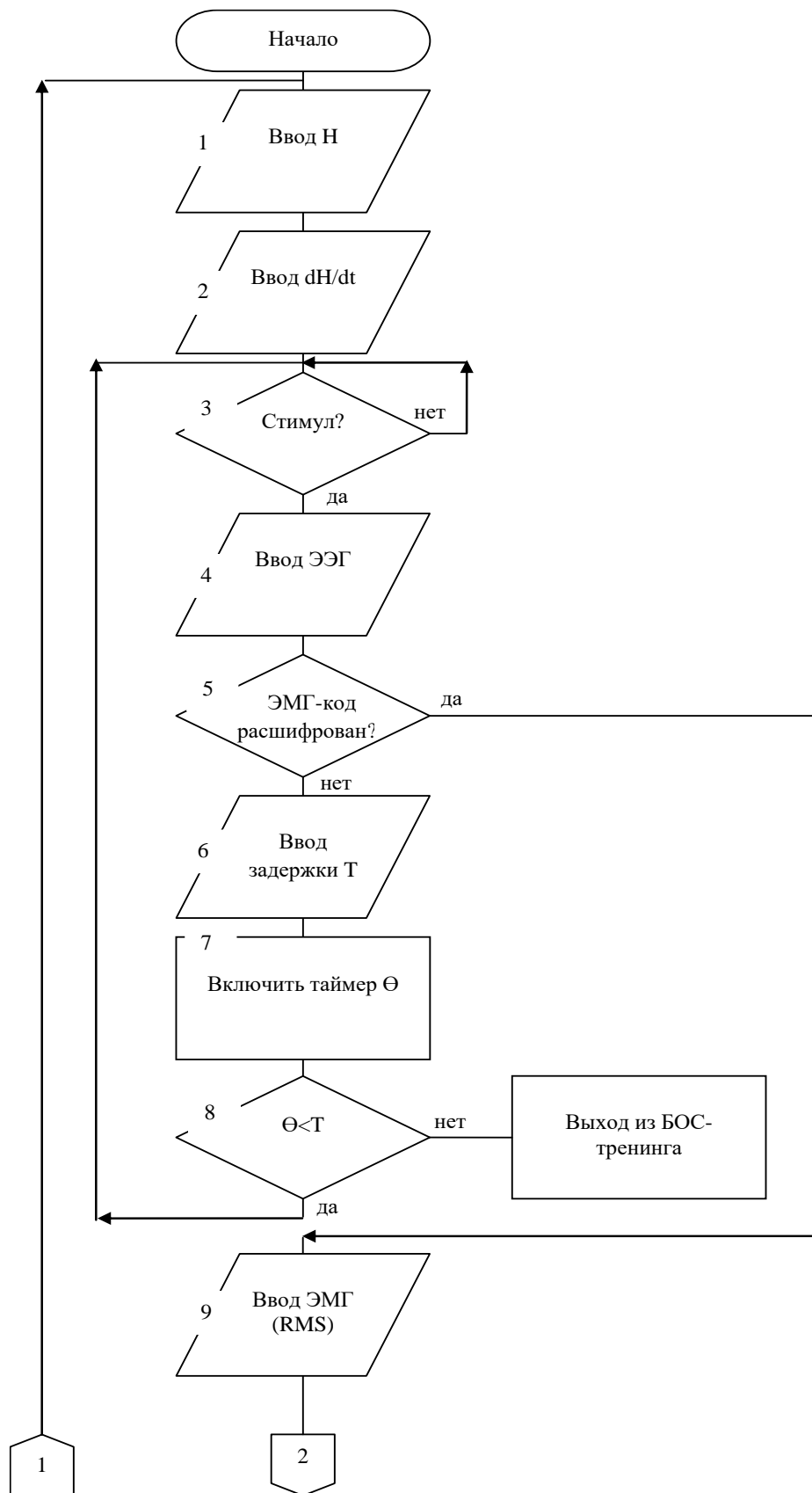


Рисунок 4 – Схема алгоритма процедуры реабилитации в режиме МНУ1 (начало)  
Figure 4 - Scheme of the algorithm of the rehabilitation procedure in the MNU1 mode (beginning)

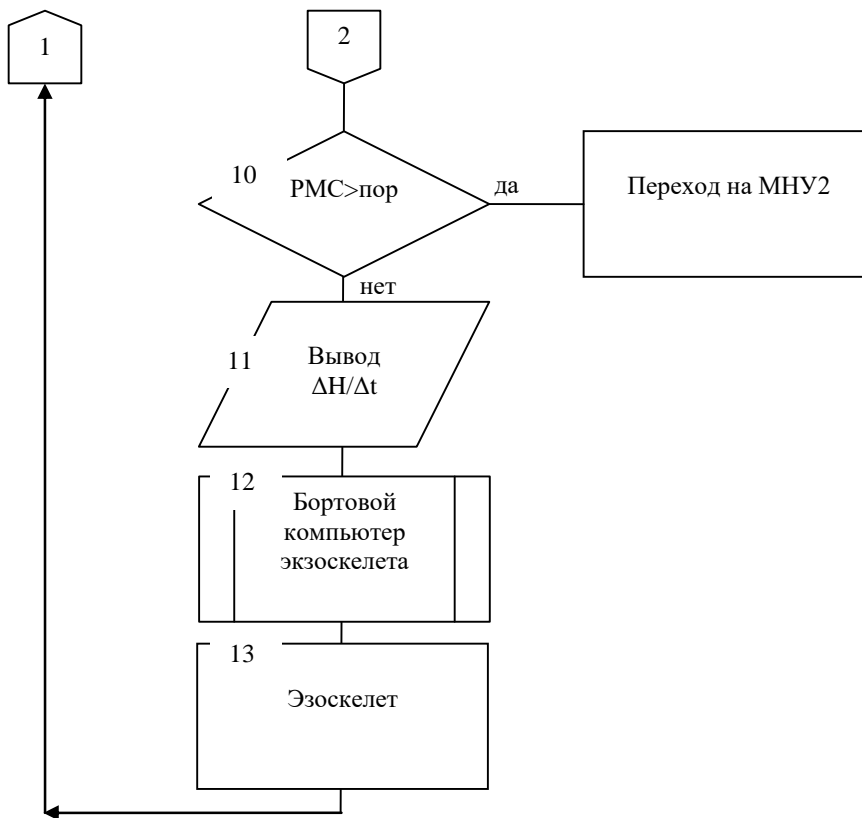


Рисунок 4 – Схема алгоритма процедуры реабилитации в режиме МНУ1 (окончание)  
Figure 4 - Scheme of the algorithm of the rehabilitation procedure in the MNU1 mode (end)

Алгоритм работает следующим образом. В блоке 1 вводится вертикальная координата центра тяжести системы пациент-экзоскелет. В блоке 2 вводится фактическая скорость перемещения этой координаты в вертикальной плоскости. По результатам анализа этих двух параметров формируется стимул, посредством которого осуществляется БОС. Если «стимул» сформирован, то анализируется сигнал ЭЭГ. Анализ этого сигнала позволяет определить, реагирует ли ЦНС на соответствующий стимул соответствующими командами, направляемыми на ДЕ. С целью определения этой реакции в блоке 6 выставляется задержка Т, которая определяет время адекватной реакции ЦНС на стимул.

По существу блоки 5,6,7 идентифицируют наличие БОС в системе. Если по истечении времени Т наличие БОС не была установлено, то БТС выходит из режима МНУ1 и выходит на режим программируемого управления реабилитацией без использования БОС [1].

Если ЭЭГ удалось дешифровать (выявить фрагменты ЭЭГ, привязанные к командам стимула), то алгоритм приступает к анализу ЭМГ сигнала (блок 9 и 10). Если ЭМГ сигнал возбуждается в соответствующих мышцах, то имеет смысл перейти в режим МНУ2. В противном случае алгоритм продолжает замыкать БОС через ЭЭГ сигнал. МНУ1 анализирует параметры пациента и экзоскелета и формирует управляющий сигнал  $\Delta H/\Delta t$ , который передаётся на бортовой компьютер экзоскелета. Бортовой компьютер на основе этого сигнала и сигналов местных обратных связей экзоскелета формирует соответствующие управляющие напряжения на сервоприводы экзоскелета.

Определим терм-множества функций принадлежности лингвистических переменных для контроллера МНУ1 (Рисунок 5).

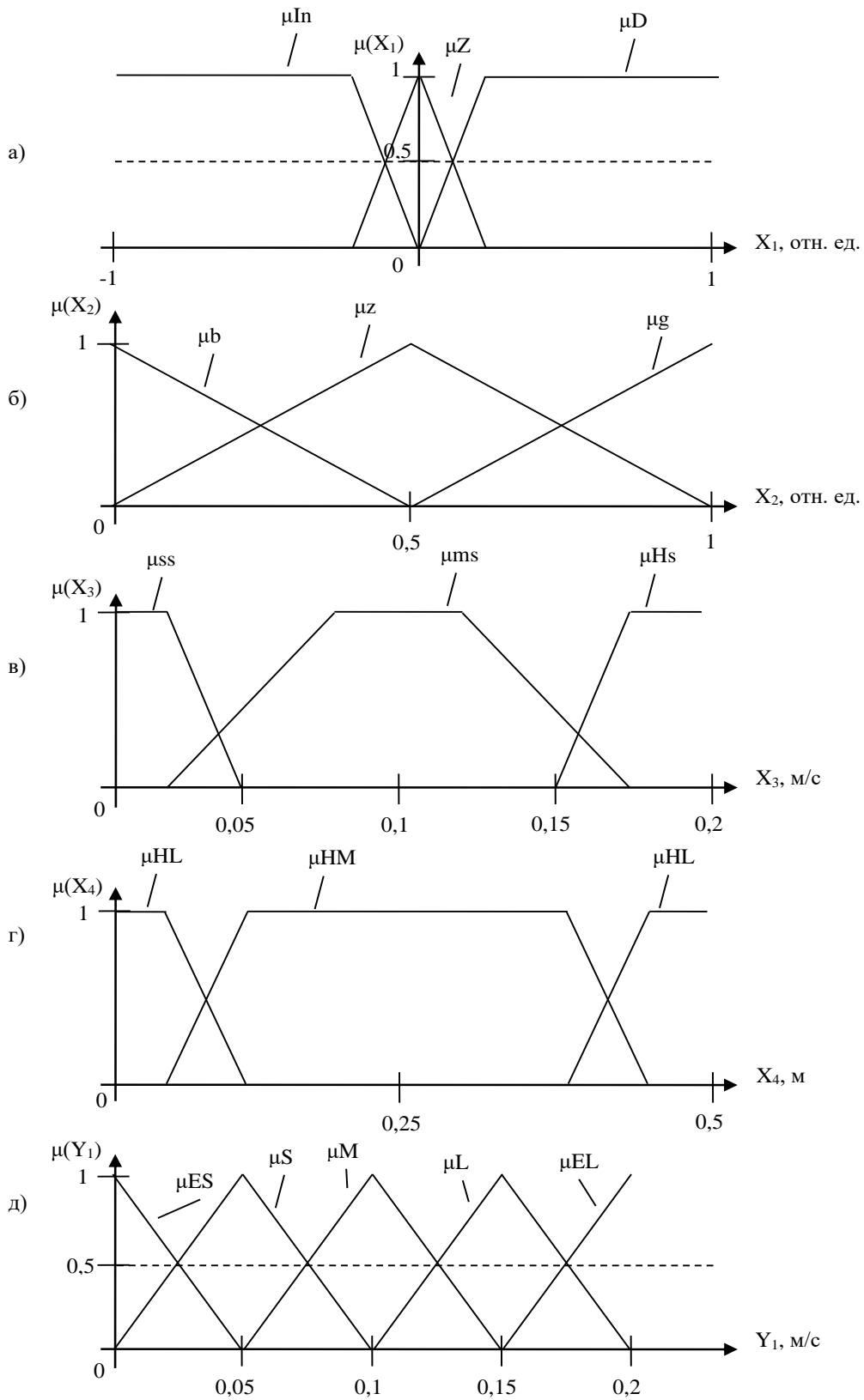


Рисунок 5 – Функции принадлежности лингвистических переменных для контроллера МНУ1

Figure 5 - Membership functions of linguistic variables for the MNU1 controller

Для лингвистической переменной  $X_1$  «стимул» (Рисунок 5а):

– вниз (invested);



- нет (zero);
- вверх (direct).

Для лингвистической переменной  $X_2 = \text{ЭЭГ}$  (Рисунок 5б):

- код плохо дешифрован ( $\mu_b$ );
- код удовлетворительно дешифрован ( $\mu_z$ );
- код хорошо дешифрован ( $\mu_g$ ).

Для лингвистической переменной  $X_3 = dH/dt$  (Рисунок 5в):

- малая (Small);
- нормальная (Middle);
- высокая (Large).

Для лингвистической переменной  $X_4 = H$  (Рисунок 5г):

- высокая (HL);
- средняя (HM);
- низкая (HS).

Лингвистическая переменная  $Y_1 = \Delta H / \Delta t$  имеет пять термов и их функции принадлежности представлены на Рисунке 5д.

Сформируем нечёткую базу данных для контроллера МНУ1. В исследуемом режиме реабилитации осуществляется взаимосвязь между четырьмя входными лингвистическими переменными (вектор  $X$ ) и одной выходной лингвистической переменной  $Y_1$ .

При формировании нечёткой базы знаний (НБЗ) производится модификация функций принадлежности, которые в процессе настройки контроллера МНУ1 могут измениться по сравнению с Рисунком 5. Правила нечёткой продукции «если-то» задаётся с помощью стандартных функций языков программирования.

Поскольку имеем четыре входных лингвистических переменных, имеющих соответственно, три по три терма, то возможно всего  $3^4 = 81$  комбинация на входе. В качестве примера приведём двадцать нечётких решающих правил из НБЗ контроллера МНУ1.

1. If (X1 is Direct)and(X2 is b)and(X3 is ss)and(X4 is HL)then(Y1 is S).
2. If (X1 is Direct)and(X2 is z)and(X3 is ms)and(X4 is HL)then(Y1 is H).
3. If (X1 is Direct)and(X2 is z)and(X3 is ms)and(X4 is HM)then(Y1 is H).
4. If (X1 is Direct)and(X2 is g)and(X3 is ms)and(X4 is HS)then(Y1 is S).
5. If (X1 is Direct)and(X2 is z)and(X3 is Hs)and(X4 is HS)then(Y1 is ES).
6. If (X1 is Direct)and(X2 is b)and(X3 is ms)and(X4 is HM)then(Y1 is ES).
7. If (X1 is Direct)and(X2 is g)and(X3 is ss)and(X4 is HL)then(Y1 is EL).
8. If (X1 is Direct)and(X2 is g)and(X3 is Hs)and(X4 is HM)then(Y1 is L).
9. If (X1 is Zero)and(X2 is z)and(X3 is ss)and(X4 is HM)then(Y1 is S).
10. If (X1 is Zero)and(X2 is b)and(X3 is Hs)and(X4 is HL)then(Y1 is ES).
11. If (X1 is Zero)and(X2 is g)and(X3 is Hs)and(X4 is HM)then(Y1 is L).
12. If (X1 is Zero)and(X2 is g)and(X3 is ms)and(X4 is HL)then(Y1 is ES).
13. If (X1 is Inverted)and(X2 is z)and(X3 is ms)and(X4 is HM)then(Y1 is L).
14. If (X1 is Inverted)and(X2 is g)and(X3 is ms)and(X4 is HS)then(Y1 is EL).
15. If (X1 is Inverted)and(X2 is b)and(X3 is ms)and(X4 is HM)then(Y1 is S).
16. If (X1 is Inverted)and(X2 is g)and(X3 is ss)and(X4 is HL)then(Y1 is S).
17. If (X1 is Inverted)and(X2 is g)and(X3 is Hs)and(X4 is HM)then(Y1 is L).
18. If (X1 is Inverted)and(X2 is z)and(X3 is Hs)and(X4 is HS)then(Y1 is L).
19. If (X1 is Inverted)and(X2 is b)and(X3 is ss)and(X4 is HL)then(Y1 is ES).
20. If (X1 is Inverted)and(X2 is g)and(X3 is Hs)and(X4 is HM)then(Y1 is L).

Переключение на контроллер МНУ2 осуществляется в том случае, когда на соответствующие ДЕ проходят сигналы ЦНС, но пациент не в состоянии выполнить эти команды, то есть имеет место мышечная усталость. В этом случае так же, как и контроллер МНУ1, контроллер МНУ2 работает в режиме управления виртуальной реальностью.

Схема алгоритма контроллера МНУ2 представлена на Рисунке 6.

Отличительной особенностью алгоритма является то, что в нём не предусмотрено контролировать ошибку по углу  $\varphi_1$ . Этот угол вводится в блоке 1 посредством датчика угла, но при этом не отслеживается ошибка положения угловых координат звеньев экзоскелета. Изначально мы полагали, что режим включается в том случае, когда с ЦНС приходит сигнал на ДЕ, но при этом мышцы не сокращаются. Следовательно, задача этого режима состоит в том, чтобы добиться самостоятельного выполнения полученных команд встать и сесть: постепенно осуществить переход от пассивного состояния к активному выполнению упражнений. При этом МНУ2 должен обеспечить в процессе тренинга постепенное снижение экзогенного момента в пользу эндогенного.

Задача управления реабилитационной процедурой, которую выполняет контроллер МНУ2, состоит в том, чтобы синхронизировать сигналы ЭМГ, генерируемые посредством VR, с командами управления, поступающими на серводвигатели кинематических звеньев экзоскелета. Контроллер МНУ2 выдаёт на бортовой компьютер экзоскелета темп (скорость) подъёма  $dH/dt$ . Получив эту команду, бортовой компьютер рассчитывает текущие моменты на серводвигателях экзоскелета. Скорость подъёма, которая задаётся МНУ2, определяется из действительной скорости подъёма  $dH/dt$  и показаний RMS на основе нечётких решающих правил базы правил МНУ2.

Режим МНУ2 начинается с ввода высоты подъёма центра тяжести пациента  $H$ , значения которой передаются из бортового компьютера экзоскелета в МНУ2 путём пересчёта вектора углов, полученных в результате обработки сигналов с датчиков координат экзоскелета в вертикальной плоскости  $\vec{\varphi} = [\varphi_2, \varphi_3, \varphi_4]^T$  (блок 1) [8, 9]. В зависимости от значения  $H$  формируется сигнал «стимул». После формирования сигнала «стимул» МНУ2 приступает к мониторингу сигналов  $dH/dt$  и RMS. Эта процедура осуществляется посредством блоков 3-6. В блоке 3 вводится скорость передвижения центра масс системы пациент-экзоскелет, которая вычисляется в бортовом компьютере. Если пациент реагирует на эту команду, то есть начинает вставать самостоятельно, то управление режимом реабилитации передаётся контроллеру МНУ3. В противном случае анализируется сигнал RMS. Если этот сигнал отсутствует, то управление передаётся контроллеру МНУ1. В противном случае контроллер МНУ2 приступает к выбору оптимальной скорости подъёма пациента. После её расчёта, эта величина передаётся в бортовой компьютер, который вычисляет соответствующие значений управляющих напряжений на серводвигатели [10].

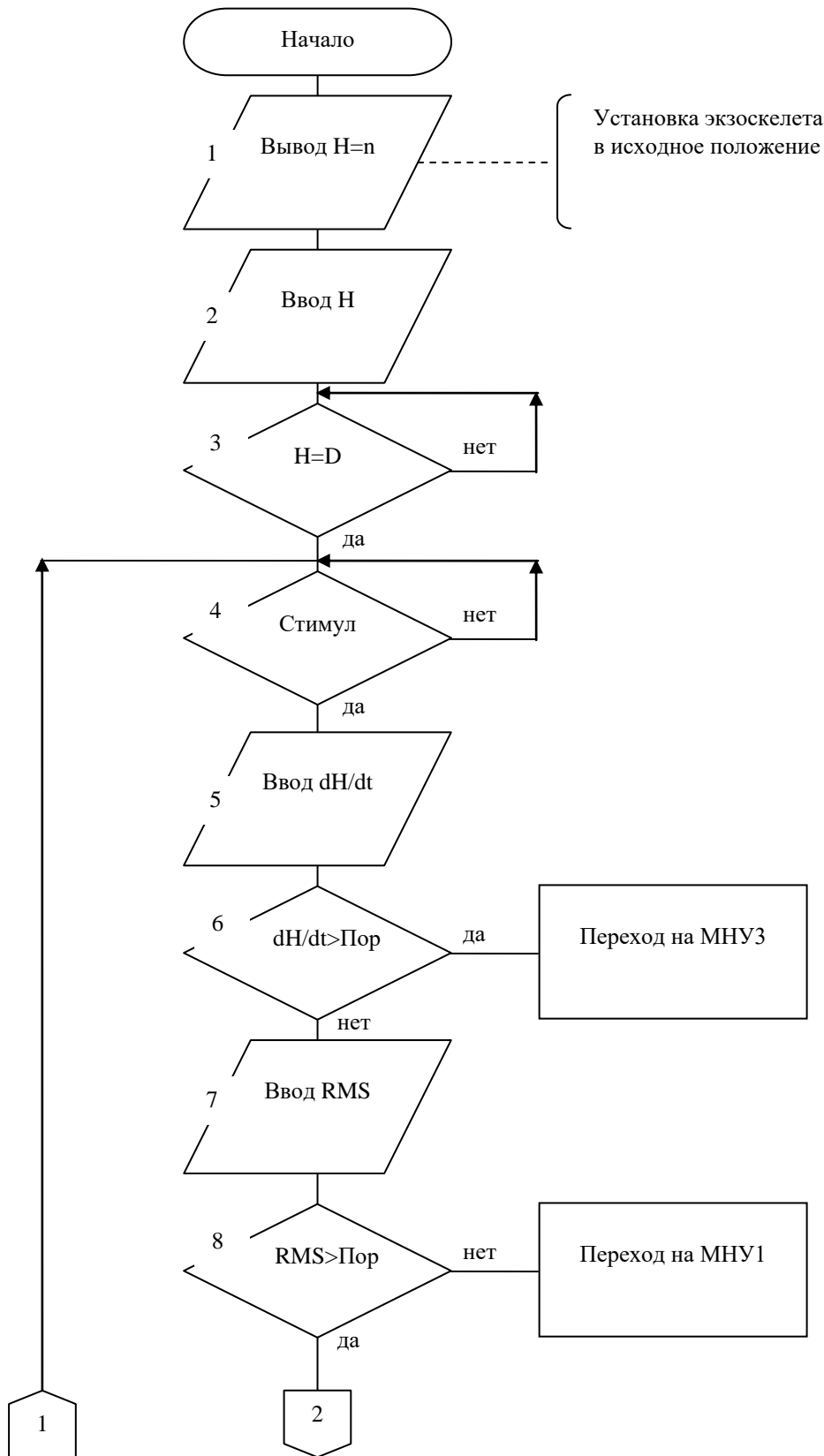


Рисунок 6 – Схема алгоритма работы контроллера МНУ2 (начало)  
Figure 6 - Scheme of the operation algorithm of the MNU2 controller (beginning)

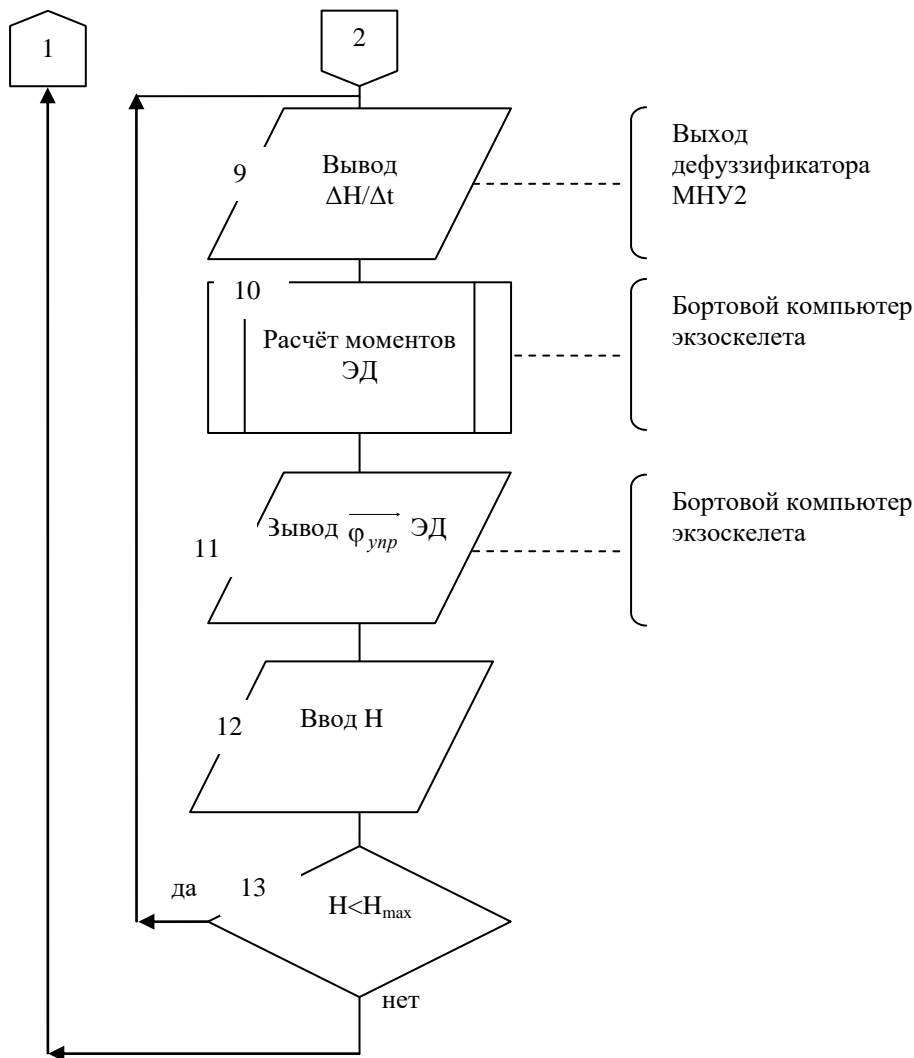


Рисунок 6 – Схема алгоритма работы контроллера МНУ2 (окончание)  
Figure 6 - Scheme of the operation algorithm of the MNU2 controller (end)

Временная диаграмма контроллера МНУ2 представлена на Рисунке 7. Условием работы реабилитационного комплекса в этом режиме является наличие сигнала RMS в качестве ответа на стимул (эпюры 1 и 2). Анализируя этот стимул, контроллер МНУ2 вычисляет соответствующие скорости подъёма пациента (эпюра 3).

В ответ на этот сигнал бортовой процессор формирует управляющее воздействие на драйверы серводвигателей экзоскелета, которые, в свою очередь, обеспечивают подъём пациента согласно эпюре 4. Реальная скорость  $dH/dt$  представлена эпюрой 5.

Данные, отражаемые эпюрой 3 и эпюрой 5 Рисунка 7 поступают на вход контроллера МНУ2 (блоки 1 и 3), которые вместе с RMS (эпюра 2) являются входными переменными для фуззификаторов МНУ2.

Принцип работы МНУ2 основан на нечёткой логике принятия решений. На вход контроллера поступают необходимые входные сигналы:  $H$ ,  $dH/dt$ , RMS и «стимул». Исходя из текущего значения чётких сигналов на основе известных функций принадлежности происходит процедура фуззификации. В результате образуется вектор  $\tilde{X}_C$  с лингвистическими переменными.

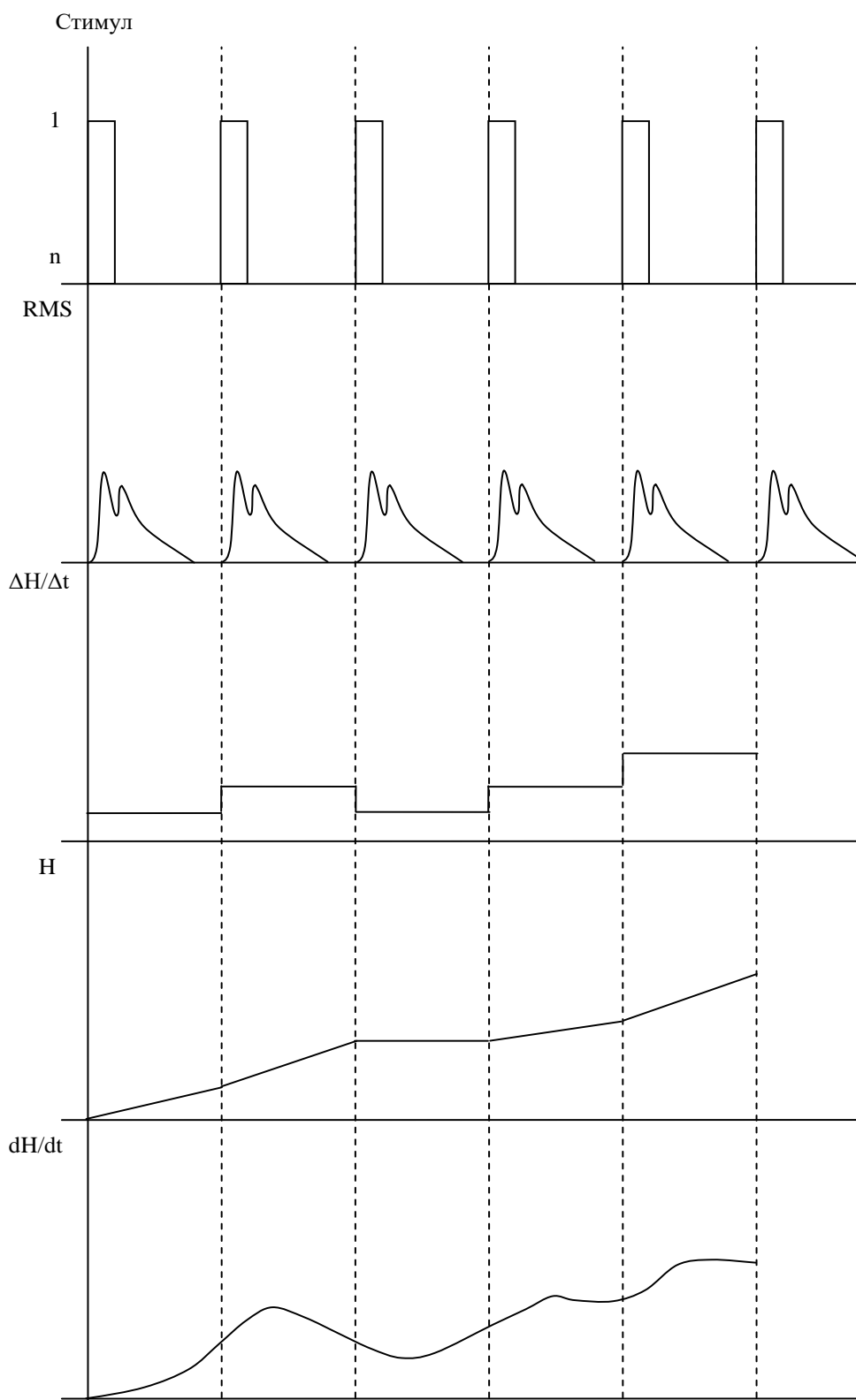


Рисунок 7 – Временная диаграмма работы контроллера МНУ2  
Figure 7 - Timing diagram of the MNU2 controller

Программа нечёткого логического вывода (FLS) на основе нечёткой базы знаний ставит в соответствие вектору  $\tilde{X}$  выходной нечёткий вектор  $\tilde{X}$ . Этому вектору

ставится соответствующий вектор  $Y = \Delta H / \Delta t$  посредством процедуры дефаззификации.

Определим терм-множества и функции принадлежности лингвистических переменных (Рисунок 8).

Для лингвистической переменной  $X1 = \text{«стимул»}$  (Рисунок 8а):

- вниз (invested);
- нет (zero);
- вверх (direct).

Для лингвистической переменной  $X2 = \text{RMS}$  (Рисунок 8б):

- очень малая (XS);
- малая (S);
- средняя (M);
- большая (L);
- очень большая (XL).

Для лингвистической переменной  $X3 = \text{«скорость»}$  (Рисунок 8в):

- сильно уменьшенная (ESmall);
- несколько уменьшенная (Small);
- нормальная (Middle);
- несколько увеличенная (Large);
- сильно увеличенная (ELarge).

Для лингвистической переменной  $X4 = \text{«Координата центра тяжести в вертикальной плоскости»}$  (Рисунок 8г)

- высокая (HL);
- средняя (HM);
- низкая (HS).

Лингвистическая переменная  $Y_1 = \Delta H / \Delta t$  имеет пять термов и их функции принадлежности представлены на Рисунке 8д:

- сильно уменьшенная ( $\mu_{ES}$ );
- несколько уменьшенная ( $\mu_S$ );
- нормальная ( $\mu_M$ );
- несколько увеличенная ( $\mu_L$ );
- сильно увеличенная ( $\mu_{EL}$ ).

Для формирования НБЗ контроллера МНУ2 в исследуемой программе реабилитации составляется взаимосвязь между четырьмя входными лингвистическими переменными (вектор  $X$ ) и одной выходной лингвистической переменной  $Y1$ . При формировании НБЗ производится модификация функций принадлежности в зависимости от результатов управления в процессе экспериментальных исследований системы. В НБЗ контроллере задаётся непосредственно совокупность правил «если-то» с помощью стандартных функций языков программирования.

Поскольку имеем четыре выходных лингвистических переменных, имеющих, соответственно, три, пять, пять и три терма, то возможно всего 225 комбинаций ( $3 \cdot 5 \cdot 5 \cdot 3 = 225$ ) на входе. Далее, в качестве примера приведены двадцать нечётких решающих правил из НБЗ МНУ2:

1. If (X1 is Direct) and (X2 is XL) and (X3 is Small) and (X4 is HM) then (Y1 is Large).
2. If (X1 is Direct) and (X2 is XS) and (X3 is Middle) and (X4 is HM) then (Y1 is Small).

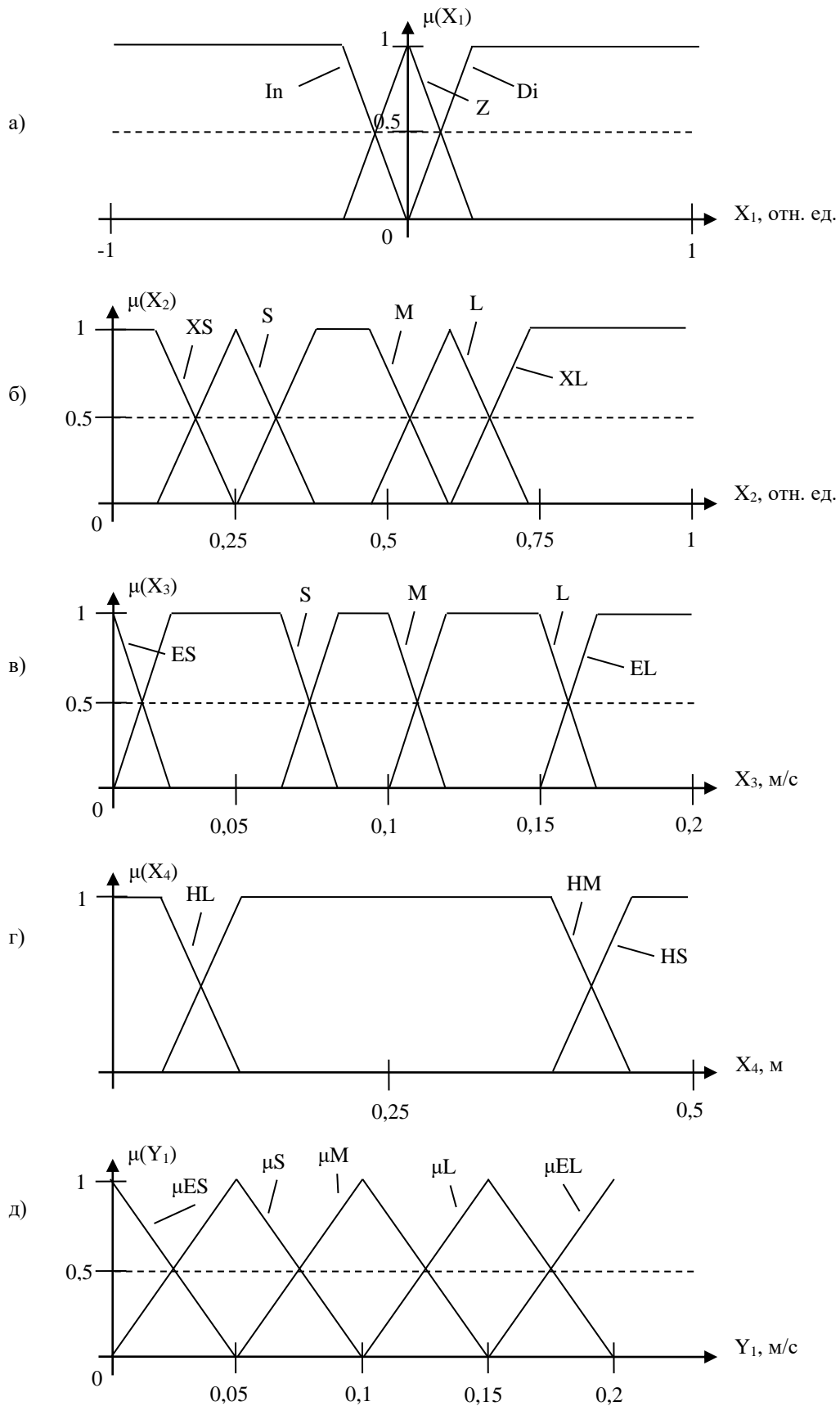


Рисунок 8– Функции принадлежности лингвистических переменных для контроллера МНУ2  
 Figure 8– Membership functions of linguistic variables for the MNU2 controller

3. If (X1 is Direct) and (X2 is S) and (X3 is Small) and (X4 is HS) then (Y1 is Small).
4. If (X1 is Direct) and (X2 is L) and (X3 is Small) and (X4 is HM) then (Y1 is Large).
5. If (X1 is Direct) and (X2 is XL) and (X3 is Small) and (X4 is HM) then (Y1 is Large).
6. If (X1 is Direct) and (X2 is M) and (X3 is Large) and (X4 is HL) then (Y1 is ESmall).
7. If (X1 is Direct) and (X2 is M) and (X3 is Small) and (X4 is HS) then (Y1 is ELarge).
8. If (X1 is Zero) and (X2 is XS) and (X3 is ELarge) and (X4 is HS) then (Y1 is Middle).
9. If (X1 is Zero) and (X2 is S) and (X3 is ELarge) and (X4 is HS) then (Y1 is Small).
10. If (X1 is Zero) and (X2 is L) and (X3 is ELarge) and (X4 is HS) then (Y1 is Small).
11. If (X1 is Zero) and (X2 is XL) and (X3 is ESmall) and (X4 is HL) then (Y1 is Middle).
12. If (X1 is Inverted) and (X2 is XS) and (X3 is Small) and (X4 is HM) then (Y1 is Large).
13. If (X1 is Inverted) and (X2 is S) and (X3 is Middle) and (X4 is HM) then (Y1 is Middle).
14. If (X1 is Inverted) and (X2 is S) and (X3 is Small) and (X4 is HS) then (Y1 is ESmall).
15. If (X1 is Inverted) and (X2 is M) and (X3 is Large) and (X4 is HM) then (Y1 is Middle).
16. If (X1 is Inverted) and (X2 is L) and (X3 is Small) and (X4 is HM) then (Y1 is Small).
17. If (X1 is Inverted) and (X2 is XL) and (X3 is Small) and (X4 is HM) then (Y1 is Middle).
18. If (X1 is Inverted) and (X2 is M) and (X3 is Small) and (X4 is HS) then (Y1 is Large).
19. If (X1 is Inverted) and (X2 is XL) and (X3 is ESmall) and (X4 is HL) then (Y1 is ELarge).
20. If (X1 is Inverted) and (X2 is L) and (X3 is Middle) and (X4 is HM) then (Y1 is Middle).

Задача программы реабилитации МНУЗ состоит в том, чтобы синхронизировать моменты на серводвигателях экзоскелета с потенциалами ДЕ, а также дозировать эти моменты таким образом, чтобы они в сумме с моментами, развиваемыми самим пациентом, составляли не более 1,1 номинальных моментов. Под номинальными моментами понимаем моменты, которые необходимо учесть на звеньях экзоскелета, чтобы поднять или опустить пациента.

Схема алгоритма программы реабилитации в режиме МНУЗ представлена на Рисунке 9. В блоке 1 вводятся данные о координатах центра масс в вертикальной плоскости Н. В зависимости от величины этих показателей формируется соответствующий стимул (блок 2). В блоке 4 проверяется адекватность нахождения БТС в режиме МНУЗ путём проверки наличия RMS на соответствующий стимул. Если ответ не обнаружен, то осуществляется выход из этого режима и переход на режим МНУ1.



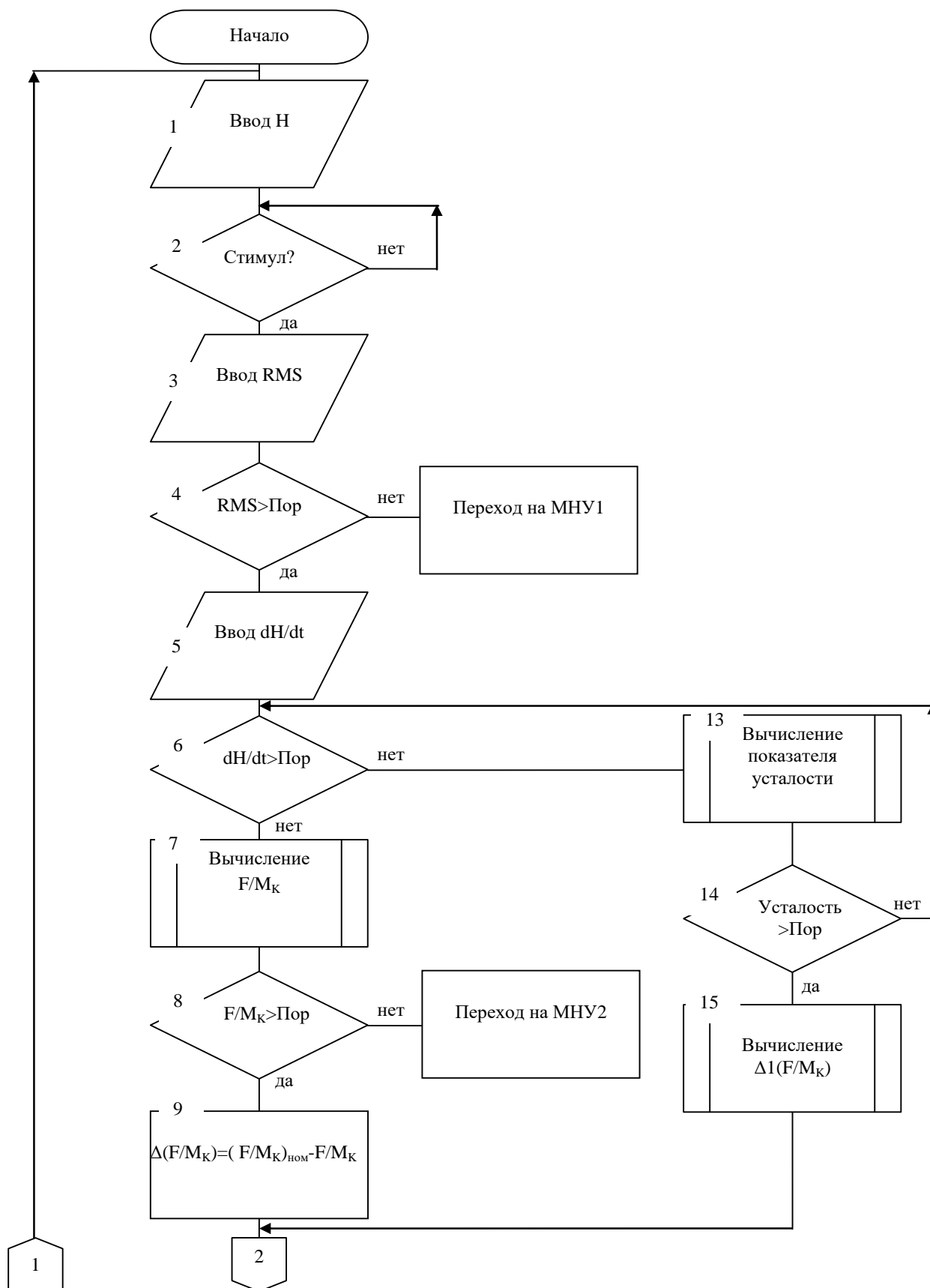


Рисунок 9 – Схема алгоритма процедуры реабилитации в режиме МНУ3 (начало)  
Figure 9 - Scheme of the algorithm of the rehabilitation procedure in the MNU3 mode (beginning)

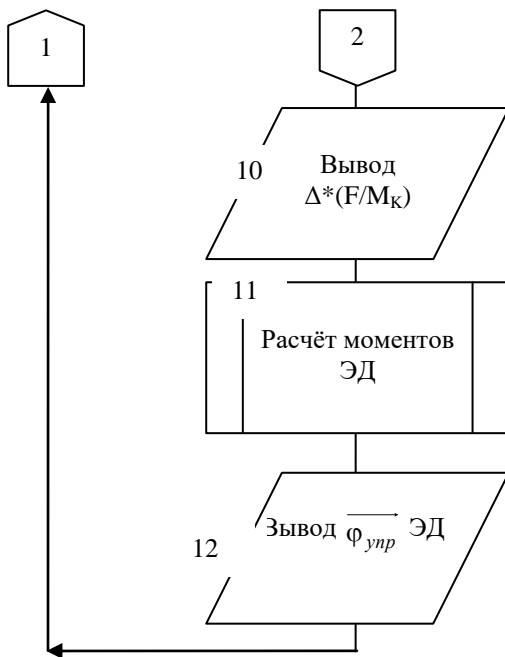


Рисунок 9 – Схема алгоритма процедуры реабилитации в режиме МНУ3 (окончание)  
 Figure 9 - Scheme of the algorithm of the rehabilitation procedure in the MNU3 mode (end)

Если имеет место сигнал RMS, то определяется результат реакции на него пациента. С этой целью определяется скорость вертикализации системы пациент-экзоскелет. Если скорость больше пороговой, то пациент выполняет процедуру вертикализации самостоятельно (блоки 5 и 6). В процессе выполнения самостоятельной вертикализации осуществляется контроль усталости и в зависимости от значений этого параметра вычисляются крутящиеся моменты на серводвигателях (блоки 13,14 и 15) [10]. Если же пациент не в состоянии самостоятельно встать при наличии хороших потенциалов ДЕ, осуществляется вычисление крутящегося момента, соответствующего этим потенциалам (блок 7). Если крутящий момент ниже порогового, то осуществляется переход в режим МНУ2. В противном случае вычисляется добавочный момент  $\Delta(F/M_K)$  (блоки 9 и 10). Этот параметр передаётся в бортовой компьютер экзоскелета, который вычислит соответствующие моменты на серводвигателях кинематических звеньев экзоскелета.

Отличительной особенностью алгоритма МНУ3 является то, что ассистирующий момент вычисляется по двум ветвям. Первая ветвь – RMS, а вторая ветвь – усталость.

Вычислив мускульный момент и параметр «усталость», модуль нечёткого вывода вычисляет необходимый ассистирующий крутящий момент, величина которого передаётся в бортовой процессор экзоскелета.

Таким образом, выходная лингвистическая переменная МНУ3 является функцией двух лингвистических переменных  $\Delta(F/M_K)$  и  $\Delta 1(F/M_K)$ . Так как необходимый крутящий момент зависит как от конституционных особенностей пациента, так и текущих координат центра тяжести экзоскелета, то будем измерять его в относительных единицах. В этом случае в блоке 9 вычисляется величина

$$\Delta(F/M_K) = 1 - \frac{F/M_K}{(F/M_K)_{ном}} \quad (1)$$

где  $(F/M_K)_{ном}$  – номинальный крутящий момент, то есть минимальный крутящий момент, обеспечивающий условие  $dH/dt > 0$ .

Функции принадлежности термов соответствующих лингвистических переменных представлены на Рисунке 10.

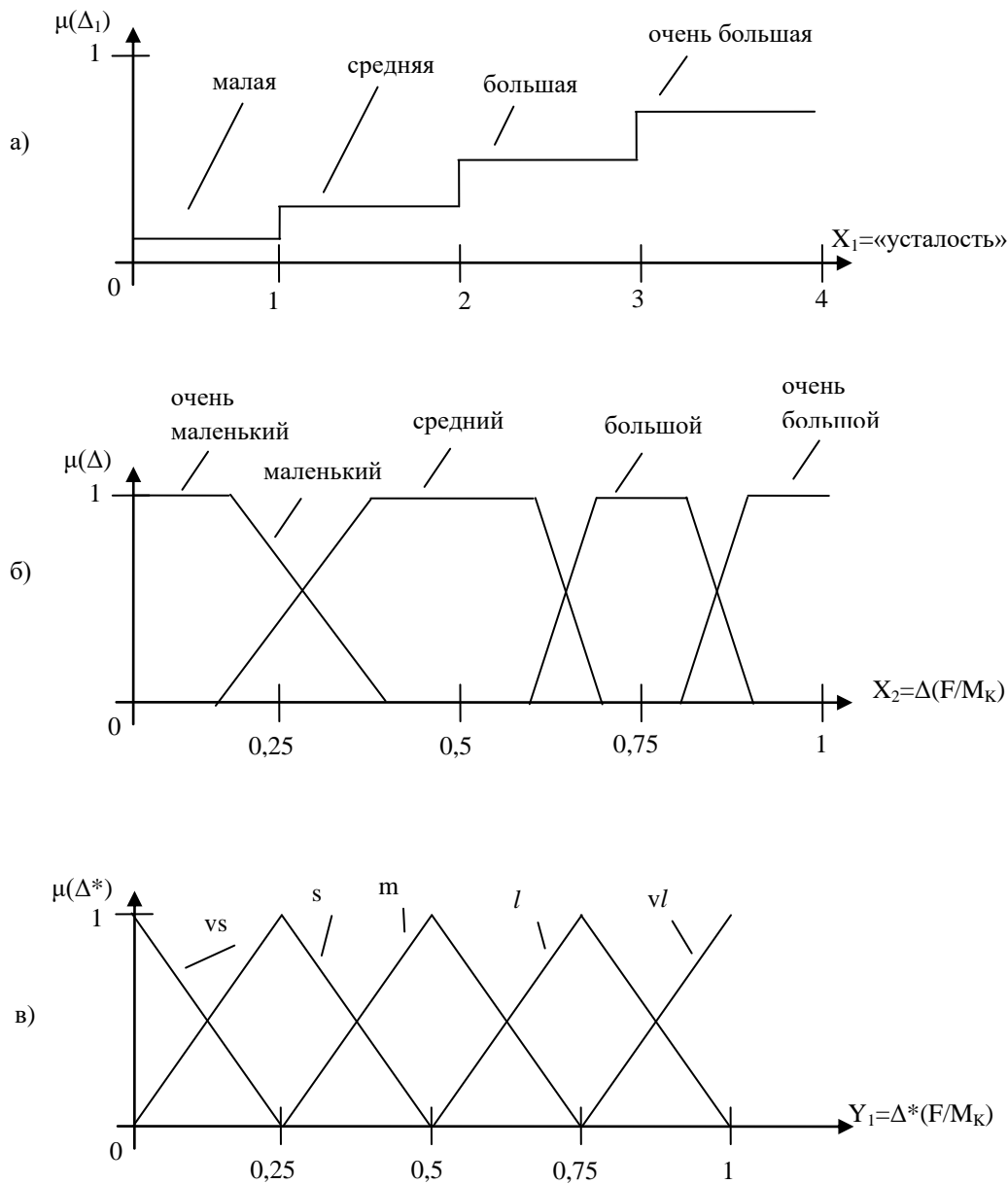


Рисунок 10 – Функции принадлежности термов лингвистических переменных контроллера МНУ3

Figure 10 - Membership functions of terms of linguistic variables of the MNU3 controller

В НБЗ для МНУ3 хранятся следующие решающие правила (их всего двадцать:  $4 \times 5 = 20$ ):

1. If (X1 is s) and (X2 is vs) then (Y1 is vs).
2. If (X1 is s) and (X2 is s) then (Y1 is s).
3. If (X1 is s) and (X2 is m) then (Y1 is m).
4. If (X1 is s) and (X2 is l) then (Y1 is l).
5. If (X1 is s) and (X2 is vl) then (Y1 is vl).
6. If (X1 is m) and (X2 is vs) then (Y1 is s).
7. If (X1 is m) and (X2 is s) then (Y1 is m).
8. If (X1 is m) and (X2 is m) then (Y1 is l).
9. If (X1 is m) and (X2 is l) then (Y1 is l).
10. If (X1 is m) and (X2 is vl) then (Y1 is vl).
11. If (X1 is l) and (X2 is vs) then (Y1 is s).
12. If (X1 is l) and (X2 is s) then (Y1 is m).
13. If (X1 is l) and (X2 is m) then (Y1 is l).
14. If (X1 is l) and (X2 is l) then (Y1 is vl).
15. If (X1 is l) and (X2 is vl) then (Y1 is vl).
16. If (X1 is vl) and (X2 is vs) then (Y1 is s).
17. If (X1 is vl) and (X2 is s) then (Y1 is m).
18. If (X1 is vl) and (X2 is m) then (Y1 is l).
19. If (X1 is vl) and (X2 is l) then (Y1 is vl).
20. If (X1 is vl) and (X2 is vl) then (Y1 is vl).

### Результаты

В общей сложности в БТС-тренинге участвовало 23 пациента, перенесших обострения от 25 дней до пяти лет, включая пациентов с подострым (<180 дней после обострения) и хроническим (> 180 дней после обострения) состояниями. Экспериментальные исследования проводились в отделении медицинской реабилитации клинического научно-медицинского центра «Авиценна» г. Курск с декабря 2019 года по декабрь 2020 года.

В качестве контрольных использовались ретроспективные результаты реабилитации пациентов, проходивших тренинг в том же реабилитационном центре на том же робототехническом оборудовании, но без использования ПО, осуществляющего адаптацию реабилитационного процесса к функциональному состоянию пациента посредством МНУ. Для формирования данных по контрольной группе использовалась такая же стратификация пациентов, как и в экспериментальной группе.

Набранные пациенты прошли 12 сеансов (60 мин/сеанс 3 раза в неделю) реабилитационных тренировок с использованием БТС-тренинга. В процессе реабилитации контролировались поверхностные ЭМГ (пЭМГ) передней большеберцовой мышцы, камбаловидной мышцы, прямой мышцы бедра и подколенного сухожилия. Для каждого пациента были установлены разные параметры VR и собрана соответствующая этим параметрам пЭМГ. Выбор наилучшей конфигурации определялся на основе наилучшего времени активации мышц в соответствии с клинической практикой. Таким образом, было организовано индивидуализированное и адаптированное лечение.

Пациенты были проверены сертифицированным физиотерапевтом, который имел опыт в использовании бионических устройств и который проверял потенциальных участников исследования на соответствие критериям.

В качестве статистического анализа был проведен тест Фридмана, полезный для непараметрических множественных сравнений, а затем был проведен апостериорный

анализ с поправкой Вилкоксона и Бонферрони для значений  $p$ . Тест Вилкоксона, непараметрический тест, сравнивающий две парные группы, использовался для обнаружения значительных изменений между данными на исходном уровне ( $t_0$ ), после 6 сеансов ( $t_1$ ) и в конце 12 сеансов периода обучения ( $t_2$ ). Статистический анализ проводился с помощью SPSS Statistics; статистическая значимость была установлена на уровне 0,05.

На Рисунке 11 показаны усредненные по группам сила реакции опоры до курса тренировок в экзоскелете и после тренировок в экспериментальной и контрольной группах у подострых больных. На паретичной ноге до тренировок среднее значение составляло только 60% от веса тела при норме 110. После курса тренировок в экзоскелете (два верхних графика) величины сил реакции выросла, что можно наблюдать по усредненным графикам до и после курса. В целом ходьба стала более энергичной и симметричной, о чем свидетельствуют увеличенные реакции опоры 1, 3 по сравнению с кривыми до курса 2.

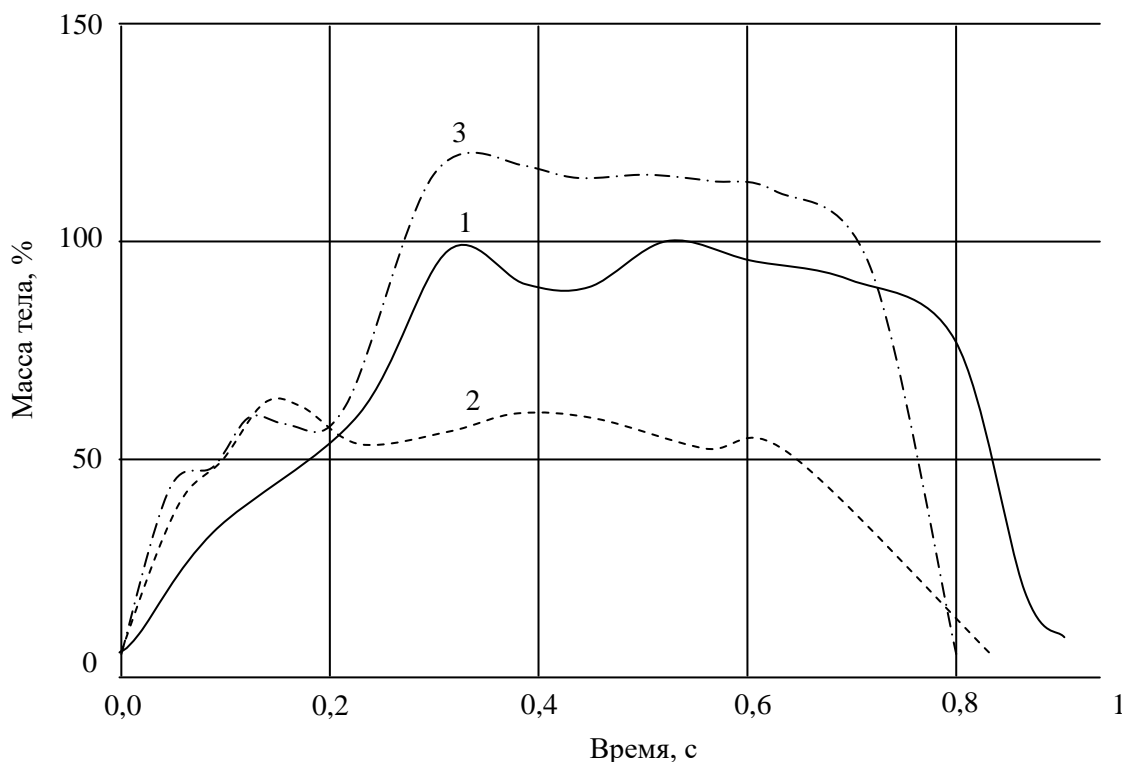


Рисунок 11 - Усредненные силы реакции опоры паретичной ноги до (линия 2) и после (линия 1 – без использования адаптационных механизмов, 3 с использованием модуля нечеткого управления) курса реабилитации в экзоскелете

Figure 11 - Average reaction forces of the paretic leg support before (line 2) and after (line 1 - without the use of adaptive mechanisms, 3 with the use of the fuzzy control module) rehabilitation course in the exoskeleton

На Рисунке 11 даны динамические параметры ходьбы больных с ишемическим инсультом в экспериментальной и контрольной группе после полного курса реабилитации. После курса тренировки отмечается значительное увеличение максимумов кривой  $R_z$  на пораженной ноге в экспериментальной группе по отношению

к контрольной группе. Соответственно, амплитуда переднего толчка в экспериментальной группе возрастает на 62% (120%), заднего толчка – на 58% (115%), в то время как в контрольной группе прирост амплитуды составляет соответственно 40% (101%) и 41% (105%). При этом на паретичной ноге возникают отчетливые максимумы составляющей опорной реакции  $R_z$ . Однако форма кривой реакции опоры на левой ноге еще требует корректировки, поскольку не имеет отчетливой двугорбой формы.

На Рисунке 12 даны динамические параметры ходьбы хронических больных с ишемическим инсультом в экспериментальной и контрольной группе после полного курса реабилитации. После курса тренировки отмечается значительное увеличение максимумов кривой  $R_z$  на пораженной ноге в экспериментальной группе по отношению к контрольной группе. Соответственно, амплитуда переднего толчка в экспериментальной группе возрастает на 56% (120%), заднего толчка – на 52% (115%), в то время как в контрольной группе прирост амплитуды составляет соответственно 40% (101%) и 45% (105%). При этом на паретичной ноге возникают отчетливые максимумы составляющей опорной реакции  $R_z$ . Данная кривая приобретает двугорбую форму, практически исчезает динамическая асимметрия. Последнее означает, что фактически невозможно определить по динамическим параметрам, какая нижняя конечность является более пораженной.

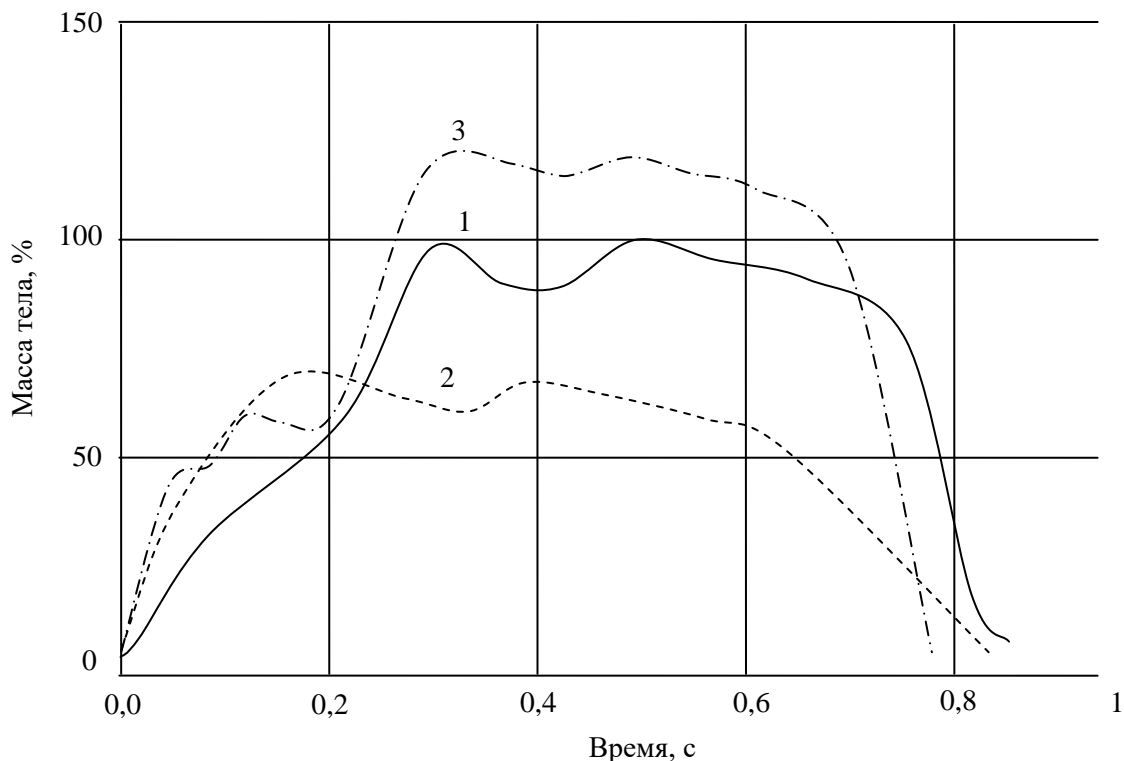


Рисунок 12 - Усредненные силы реакции опоры паретичной ноги (линия 2) и после (линия 1 – без использования адаптационных механизмов, 3 с использованием модуля нечеткого управления) курса реабилитации в экзоскелете

Figure 12 - Average reaction forces of the paretic leg support (line 2) and after (line 1 - without the use of adaptive mechanisms, 3 with the use of the fuzzy control module) rehabilitation course in the exoskeleton

Исследование оценки изменений клинических исходов, вызванных БТС-тренингом у пациентов с подострым и хроническим гемипаретическим инсультом проводилось с применением VR, с использованием клинических шкал, определенных классификацией МКФ. Учитывая, что очень сложно выбрать наилучшее лечение для каждого человека на субъективной основе, поэтому использование для адаптации БТС-тренинга под конкретного пациента является перспективным.

### Заключение

Разработана структурно-функциональная модель управления экзоскелетом, предназначенная для биотехнической системы реабилитации постинсультных больных, включающая три модуля нечёткого управления, первый из которых предназначен для реабилитации пациентов, у которых сигналы ЦНС не походят на двигательные единицы (БОС не используется), второй режим предполагает тренинг, посредством виртуальной реальности, и третий режим предполагает работу экзоскелета в качестве ассистента при наличии мышечной усталости.

Исследование показало, что можно изменить показатели клинического исхода у пациентов с подострым и хроническим переживанием инсульта после 12 сеансов БТС-тренинга. После инсульта можно разработать новую индивидуальную стратегию реабилитации (включая целенаправленную тренировку ходьбы). Крупные многоцентровые рандомизированные контролируемые испытания, сравнивающие стандартную и роботизированную наземную тренировку ходьбы, необходимы для проверки результатов этого предварительного исследования.

### Благодарности

*Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90112.*

### Acknowledgments

*The reported study was funded by RFBR, project number 19-38-90112.*

### ЛИТЕРАТУРА

1. Аль-Бареда А.Я.С., Брежнева А.Н., Томакова Р.А. Алгоритмы синтеза оптимального управления в биотехнических системах реабилитационного типа на основе технологий нейронных сетей. *Системный анализ и управление в биомедицинских системах*. 2018;17(3):750 - 754.
2. Трифонов А.А., Петрунина Е.В., Филист С.А., Кузьмин А.А., Жилин В.В. Биотехническая система с виртуальной реальностью в реабилитационных комплексах с искусственными обратными связями. *Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение*. 2019;9(4):46-66.
3. Trifonov A., Filist S., Degtyarev S., Serebrovsky V., and Shatalova O. Human–Machine Interface of Rehabilitation Exoskeletons with Redundant Electromyographic Channels. *Proceedings of 15th International Conference on Electromechanics and Robotics “Zavalishin’s Readings”*. Springer, Singapore, 2021;237-247. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-981-15-5580-0\\_19](https://doi.org/10.1007/978-981-15-5580-0_19).
4. Филист С.А., Шаталова О.В., Ефремов М.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений. *Нейрокомпьютеры. Разработка и*

- применение. 2014;6:35-39.
5. Ефремов М.А., Шаталова О.В., Федянин В.В., Шуткин А.Н. Гибридные многоагентные классификаторы в биотехнических системах диагностики заболеваний и мониторинга лекарственных назначений. *Нейрокомпьютеры: разработка, применение*. 2015;6:42-47.
  6. Петрова Т.В., Филист С.А., Дегтярев С.В., Киселев А.В., Шаталова О.В. Предикторы синхронности системных ритмов живых систем для классификаторов их функциональных состояний. *Системный анализ и управление в биомедицинских системах*. 2018;17(3):693-700.
  7. Филист С.А., Петрунина Е.В., Трифонов А.А., Серебровский А.В. Кодовые образы сигналов электроэнцефалограммы для управления робототехническими устройствами посредством интерфейса мозг-компьютер. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2019;7(1). Доступно по: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=555>. DOI: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.025 (дата обращения: 10.08.2021).
  8. Trifonov A.A., Kuzmin A.A., Filist S. A. and Petrunina E.V. Neural network model in the exoskeleton verticalization control system. *Journal of Physics: Conference Series*. 2020;1679(3). Available at: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1679/3/032036/pdf>. DOI:10.1088/1742-6596/1679/3/032036 (accessed 15.08.2021).
  9. Трифонов А.А., Филист С.А., Кузьмин А.А., Жилин В.В., Петрунина Е.В. Двухуровневая нейросетевая модель дешифратора электромиосигнала в системе управления вертикализацией экзоскелета. *Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии*. 2020;(4):99-111.
  10. Трифонов А.А., Кузьмин А.А., Петрунина Е.В., Кадырова С. Средства оценки мышечной нагрузки и мышечного утомления для управления экзоскелетом в комбинированном режиме. *Лазеры. Измерения. Информация*. 2021;1(1):55-66.

## REFERENCES

1. Al'-Bareda A.Ya.S., Brezhneva A.N., Tomakova R.A. Algorithms for the synthesis of optimal control in biotechnical systems of rehabilitation type based on neural network technologies. *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh*. 2018;17(3):750 - 754. (In Russ)
2. Trifonov A.A, Petrunina E.V., Filist S.A., Kuz'min A.A., Zhilin V.V. Biotechnical system with virtual reality in rehabilitation complexes with artificial feedbacks. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie*. 2019;9(4):46-66. (In Russ)
3. Trifonov A., Filist S., Degtyarev S., Serebrovsky V., and Shatalova O. Human–Machine Interface of Rehabilitation Exoskeletons with Redundant Electromyographic Channels. *Proceedings of 15th International Conference on Electromechanics and Robotics “Zavalishin’s Readings”*. Springer, Singapore, 2021;237-247. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-981-15-5580-0\\_19](https://doi.org/10.1007/978-981-15-5580-0_19).
4. Filist S.A., Shatalova O.V., Efremov M.A. Hybrid neural network with macro layers for medical applications. *Neurocomputers*. 2014;6:35-39. (In Russ)
5. Efremov M.A., Shatalova O.V., Fedyanin V.V., Shutkin A.N. Hybrid multi-agent classifiers in biotechnical systems for the diagnosis of diseases and monitoring of medicinal prescriptions. *Neurocomputers*. 2015;6:42-47. (In Russ)
6. Petrova T.V., Filist S.A., Degtyarev S.V., Kiselev A.V., Shatalova O.V. Predictors of synchronicity of system rhythms of living systems for classifiers of their functional states.



- Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh*. 2018;17(3):693-700. (In Russ)
7. Filist S.A., Petrunina E.V., Trifonov A.A., Serebrovskii A.V. Electroencephalogram signal codes for controlling robotic devices through a brain-computer interface. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2019;7(1). Available at: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=555>. DOI: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.025 (accessed 10.08.2021). (In Russ)
  8. Trifonov A.A., Kuzmin A.A., Filist S. A. and Petrunina E.V. Neural network model in the exoskeleton verticalization control system. *Journal of Physics: Conference Series*. 2020;1679(3). Available at: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1679/3/032036/pdf>. DOI:10.1088/1742-6596/1679/3/032036 (accessed 15.08.2021).
  9. Trifonov A.A., Filist S.A., Kuz'min A.A., Zhilin V.V., Petrunina E.V. A two-level neural network model of an electromyogram decoder in an exoskeleton verticalization control system. *Prikaspiiskii zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii*, 2020;(4):99-111. (In Russ)
  10. Trifonov A.A., Kuz'min A.A., Petrunina E.V., Kadyrova S. Means of assessing muscle load and muscle fatigue for controlling the exoskeleton in a combined mode. *Lazery. Izmereniya. Informatsiya*. 2021;1(1):55-66.

## ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

**Трифонов Андрей Андреевич**, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, Курск, Российская Федерация.  
*e-mail:* [voldraf@mail.ru](mailto:voldraf@mail.ru)

**Andrey Andreevich Trifonov**, Postgraduate Student Of The Department Of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation.

**Филист Сергей Алексеевич**, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, Курск, Российская Федерация  
*e-mail:* [SFilist@gmail.com](mailto:SFilist@gmail.com)  
ORCID: [0000-0003-1358-671X](https://orcid.org/0000-0003-1358-671X)

**Sergey Alekseevich Filist**, Doctor Of Technical Sciences, Professor, Professor Of The Department Of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation.

**Кузьмин Александр Алексеевич**, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, Курск, Российская Федерация  
*e-mail:* [ku3bmin@gmail.com](mailto:ku3bmin@gmail.com)  
ORCID: [0000-0001-7980-0673](https://orcid.org/0000-0001-7980-0673)

**Aleksandr Alekseevich Kuz'min**, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Associate Professor Of The Department Of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation.

**Петрунина Елена Валерьевна**, кандидат технических наук, доцент, Московский государственный гуманитарно-экономический университет, Москва, Российская Федерация

**Elena Valer'evna Petrunina**, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Moscow State University for the Humanities and Economics, Moscow, Russian Federation.

*e-mail:* [petrunina@mggeu.ru](mailto:petrunina@mggeu.ru)

**Шехине Мохамад Туфик**, кандидат технических наук, директор Международного медицинского института, Курский государственный медицинский университет, Курск, Российская Федерация

**Mohamad Tufik Shekhine**, Candidate Of Technical Sciences, Director Of The International Medical Institute, Kursk State Medical University, Kursk, Russian Federation.

*e-mail:* [mtchahine@gmail.com](mailto:mtchahine@gmail.com)

Статья поступила в редакцию 15.08.2021; одобрена после рецензирования 12.09.2021; принята к публикации 15.09.2021.

The article was submitted 15.08.2021; approved after reviewing 12.09.2021; accepted for publication 15.09.2021.