

# Разработка алгоритма управления тренажера для реабилитации локтевого сустава

М. И. Забудько<sup>1</sup>, И. П. Корнеева<sup>2</sup>

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет  
«ЛЭТИ» им В.И. Ульянова (Ленина)

<sup>1</sup>zabudkomatvey@gmail.com, <sup>2</sup>ipkorneeva@etu.ru

**Аннотация.** В статье представлена разработка алгоритма управления тренажера, основанная на теории конечных автоматов и представленная автоматом Мура. Описаны структурная схема, блок-схема алгоритма работы тренажера и граф состояний в соответствии с методикой реабилитации спазмированных мышц сгибательной группы локтевого сустава.

**Ключевые слова:** локтевой сустав, теория автоматов, автомат Мура, модель множества величин

## I. ВВЕДЕНИЕ

Инсульт является одной из разновидностей острого нарушения мозгового кровообращения, в течение несколько минут, иногда часов, вызывает общие мозговые нарушения (рвота, головная боль и т. п.) или очаги неврологической симптоматики, такие как двигательные, чувствительные, речевые, зрительные и другие. Нарушения сохраняются до 24 часов или вовсе приводят к смерти пациента [1].

Собственных сил пациента, зачастую, недостаточно, чтобы полностью восстановить утраченные вследствие заболевания, функции. Здесь на помощь приходят различные тренажеры для реабилитации. Рассматриваемый тренажер для реабилитации локтевого сустава, в общем виде имеет следующую структурную схему (рис. 1) [2].

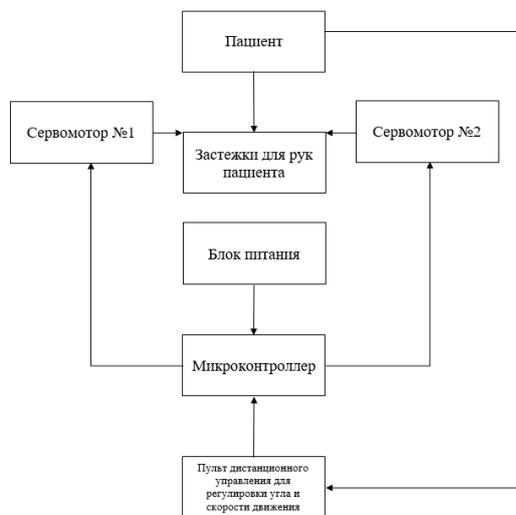


Рис. 1. Блок-схема прототипа тренажера для реабилитации локтевого сустава

Приведенная структурная схема примерно отображает положение отдельных компонентов относительно пациента (за исключением пульта управления, который должен находиться в непосредственной близости с больным). Рука, практически полностью, от кисти до середины плеча крепится с помощью липучек и устанавливается в специальные подложки под локтевой сустав, обшитые мягкой тканью для предотвращения повреждений кожного покрова о пластик во время работы тренажера.

С обеих сторон от подложки находятся сервоприводы. Необходимость двух (или более) моторов обусловлена высокой производимой мощностью, которая потребуется для преодоления контрактуры двуглавой мышцы. С увеличением количества моторов их суммарная стоимость снижается, в сравнении с ценой одного серводвигателя способного выдать работу по разгибанию бицепса.

В современные двигатели интегрируют программируемый блок управления, позволяющий задавать параметры движения, однако это существенно увеличивает их стоимость и усложняет одновременное изменение параметров в динамическом режиме для случая двух и более моторов. В связи с этим было принято решение об использовании микроконтроллера на базе ARM или AVR.

Блок питания рассчитывается исходя из выбранных сервомоторов и микроконтроллера. Питание приводов идет через плату микроконтроллера, однако, в случае необходимости, можно питать их напрямую от блока питания.

Пульт управления целесообразно сделать с дистанционным управлением, так как сам тренажер рассчитан на любую из рук, и подключение пульта напрямую с помощью провода может привести к быстрому выходу из строя из-за постоянных перегибов манжеты.

## II. ВЫБОР МАТЕМАТИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА

Перед описанием сценариев работы тренажера следует рассмотреть саму методику реабилитации в лечебных учреждениях под присмотром лечащего врача. Положение кисти ладонь вниз. Первое повторение должно быть медленным, подготовительным для контрактурных мышц. Медленное разгибание до практически полного выпрямления руки. Затем

развернуть кисть ладонью вверх и повторить предыдущее действие. После проделанной работы стоит перейти к динамическим движениям. Сгибания и разгибания становятся более активными. Время занятия определяется лечащим врачом.

Множества величин, определяющих функционирование разрабатываемой системы, описываются согласно рис. 2.

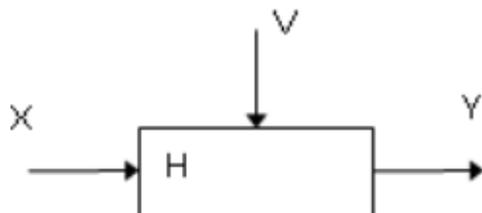


Рис. 2. Модель тренажера в виде множества величин

$X$  – подмножество входных воздействий. Состоит оно из тех параметров, которые задаются с помощью пульта управления, скорость и угол сгибания/разгибания, а также время работы тренажера.

$H$  – набор внутренних параметров. Поддержание равномерной скорости, программное обеспечение аварийной остановки, расчет необходимого количества повторений основываясь на входных данных и т. д.

$Y$  – выходные характеристики. Конечное количество повторений с последующим выходом из алгоритма.

$V$  – внешние факторы. Превышение критического значения силы сопротивления двуглавой мышцы работе сервоприводов, которое может привести к повреждению мышц и/или сухожилий. Следствием данного превышения – выполнение процедуры аварийного выключения алгоритма [2].

Описанная методика и процесс работы алгоритма управления работы тренажера однозначно дает понять об определенной закономерности характера его работы и необходимость контроля процесса во времени. Невозможность на данном этапе воплотить физическую модель, а также в силу классификации данного аппарата как медицинского устройства, что влечет за собой необходимость сертификации, следует воспользоваться следующим типом моделирования систем: Детерминированное – Динамическое – Абстрактное – Символическое – Структурное – Объектно-ориентированное – Компьютерное.

### III. АЛГОРИТМ РАБОТЫ ТРЕНАЖЕРА

В качестве математического аппарата была применена теория автоматов. Система, представленная в виде автомата, – устройства с входными (скорость, время и угол работы тренажера) и выходными (количество повторений), перерабатывающего дискретную информацию и меняющего свои внутренние состояния (сгибать, разгибать, прекратить работу, ожидание с постоянной нагрузкой и т. д.) лишь в допустимые моменты времени [6].

Конечный автомат задается F-схемой:

$$F = (Z, X, Y, \psi, \varphi, z_0)$$

$Z$  – множество внутренних состояний (согнут, разогнут)

$X$  – множество входных сигналов (угол, скорость, время)

$Y$  – выходной сигнал (сгибание, разгибание, ожидание)

$\psi$  – функция выходов зависящая от параметра  $z$  (программное обеспечение реализующее алгоритм работы тренажера для определенного состояния)

$\varphi$  – функция переходов зависящая от параметров  $z$  и  $X$  (программное обеспечение переводящее аппарат из одного состояния в другое)

$z_0$  – начальное состояние (аппарат в положение «рука согнута»)

Исходя из вышеописанного, целесообразно будет воспользоваться автоматов Мура в связи со следующими критериями [3]:

Выходной сигнал определяется только состоянием автомата в какой-то момент времени и не зависит от входного сигнала в этот же момент.

Наглядно проиллюстрирован автомат в виде графа (рис. 3).

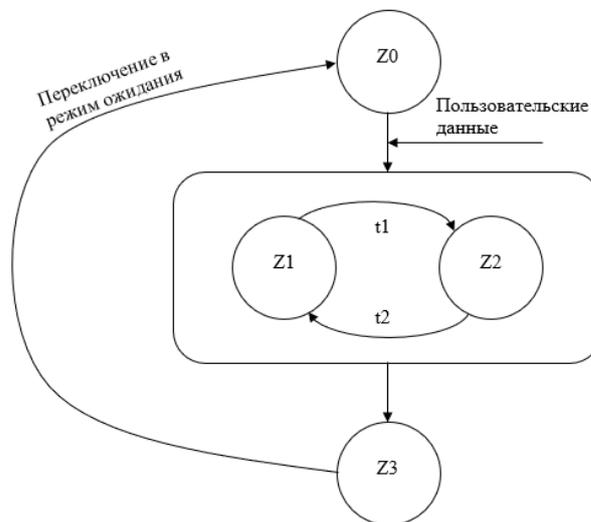


Рис. 3. Граф работы прототипа тренажера для реабилитации

В состоянии  $Z_0$  тренажер находится в режиме ожидания. По сути, он выключен и ждет, когда пользователь включит и введет входные данные для работы аппарата.

Состояния  $Z_1$  и  $Z_2$  – это угол сгиба/разгиба локтевого сустава введенный пользователем на этапе настройки тренировки.

Время  $t_1$  и  $t_2$  – это время перехода устройства из состояния  $Z_1$  в состояние  $Z_2$ , которое зависит от выбранной, на этапе настройки, скорости тренажера.

После того, как время тренировки (необходимое количество повторений полного цикла сгибания/разгибания локтевого сустава) будет пройдено, тренажер переходит в состояния Z3. Данное состояние гарантированно переводит тренажер в полное сгибание сустава и возвращает аппарат в исходное состояние Z0.

Момимо уже описанного следует уточнить, что конечный автомат должен быть с памятью, так как имеет более одного состояния.

Проиллюстрируем алгоритм работы устройства с помощью блок-схемы (рис. 4).

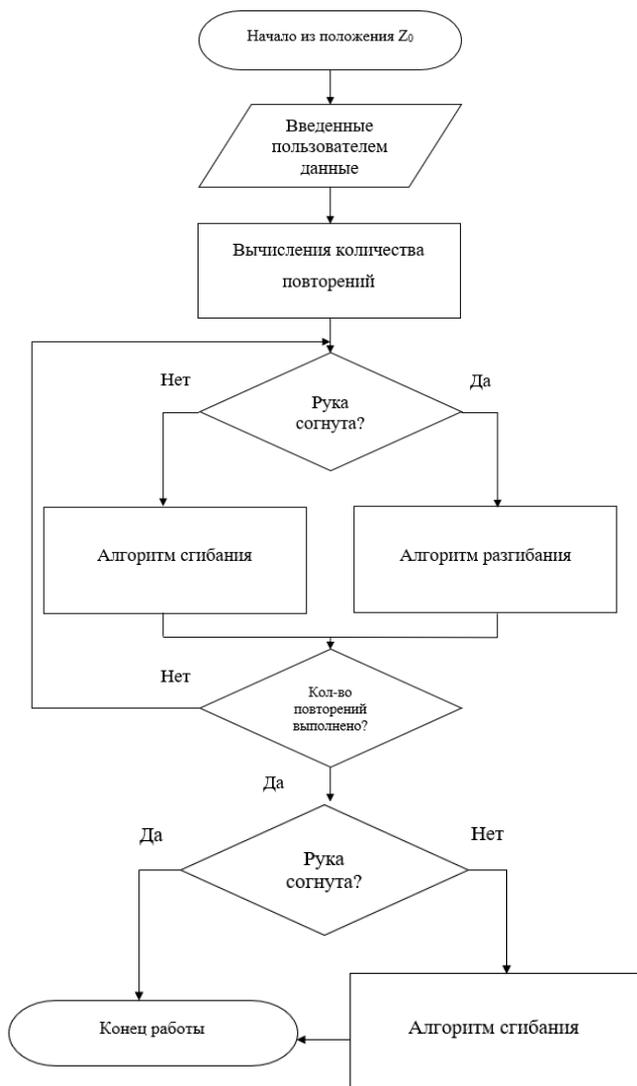


Рис. 4. Блок-схема работы алгоритма

Тренажер находится в своем начальном состоянии Z0 – рука согнута. После получения входных данных реализуется расчет необходимого количества повторений. Проверяется условие на состояние модели в настоящий момент. Если рука согнута, то запускается алгоритм разгибания конечности, если разогнута –

сгибания конечности. Осуществляется проверка на выполнения нужного количества повторений. При положительном ответе программа считывает текущее состояние, при необходимости приводит аппарат к начальному состоянию (рука согнута) и завершает алгоритм. При отрицательном ответе возвращается на первое условия блок-схемы.

#### IV. ПРОГРАММНЫЙ КОД АЛГОРИТМА РАБОТЫ ТРЕНАЖЕРА

На вход программы пользователем подается три значения:

- выбранная им скорость из трех представленных;
- максимальный угол разгибания локтевого сустава;
- время тренировки в минутах.

В результате выполнения кода на выход программа дает количество необходимых повторений для достижения запрашиваемого времени работы тренажера.

#### V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ разработанного алгоритма управления прототипом тренажера для реабилитации локтевого сустава показал адекватность работы. Было выполнено два пробных прогона данных, для вычисления количества повторений и результат показал, что алгоритм может быть реализован на практике.

Для совершенствования программного обеспечения следует предусмотреть аварийное прекращение работы устройства в любой момент времени, включая момент выполнения итераций.

Для более точной настройки стоит исключить искусственное введение пользователем максимального угла работы, а предоставить этот пункт самому аппарату при первом, пробном разгибании сустава. В момент превышения силы сопротивления двуглавой мышцы тренажер сам должен фиксировать угол.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Кандыба Д.В. Инсульт. // Российский семейный врач. 2016. Т. 20. № 3. С. 5–15.
- [2] Zabudko M.I., Korneeva I.P. Proceedings of the 2023 Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (2023 EIConRus) // Calculation of Servo Characteristic for the Prototype of the Elbow Joint Simulator 24 – 27 January 2023, p. 179–182.
- [3] Терова Ю.А. Моделирование биологических процессов и систем, дискретно-детерминированные схемы / Информационный портал vec.etu.ru. URL: <https://vec.etu.ru/moodle/course/view.php?id=9504> (дата обращения 22.11.2022)
- [4] Ожиганов А.А. Теория автоматов: учеб. пособие. Санкт-Петербург : НИУ ИТМО, 2013. 84 с.