

РАЗРАБОТКА РЕАБИЛИТАЦИОННОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

С. В. КРИВОШЕЕВ, С. К. СОКОЛОВ, Р. В. ОЛЕЙНИК, С. С. РЕЗНИКОВ

*Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия
E-mail: krivosheev.sergey89@gmail.com*

Представлены результаты работы по созданию роботизированного ортеза для локтевого сустава. Предложена конструкция устройства, выполнена трехмерная модель, после анализа конкурентных решений внесены некоторые изменения в функционал. Описан ход разработки, проведены ключевые расчеты и представлены основные функциональные особенности разрабатываемого устройства. Приведены краткие выводы по проделанной работе, а также обозначены перспективы развития проекта.

Ключевые слова: ортез, постинсультное восстановление, крупная моторика, робототехнические реабилитационные устройства, управление

В мире насчитывается огромное количество людей с нарушением двигательной функции. Инсульт является одной из самых распространенных причин нарушения моторики. Согласно данным Всемирной ассоциации здравоохранения, ежегодно в мире фиксируется 15 млн случаев инсульта [1]. Эта цифра продолжит расти в течение следующих 20 лет по мере старения населения [2]. Для эффективного восстановления после инсульта следует начать реабилитационные мероприятия в ранние сроки [3, 4] — лечебный массаж, пассивную и активную гимнастику, а также психотерапию. Согласно исследованиям [5], роботизированная механотерапия — эффективный метод двигательной реабилитации. В основном роботизированные реабилитационные комплексы стационарны, их размеры велики, а стоимость может достигать 15 млн рублей [6], что резко сокращает число людей, которые могут на них заниматься. Таким образом, необходимо создание мобильных реабилитационных устройств для индивидуального использования на дому.

Целью настоящего проекта является разработка роботизированного реабилитационного устройства для локтевого сустава. На основе анализа аналогов принято решение разработать устройство, совмещающее сгибание/разгибание локтевого сустава с пронацией/супинацией самого предплечья.

Максимальная эффективность тренировок разных мышц достигается при различных углах положения предплечья [7]. Движения в локтевом суставе возможны в таких пределах: сгибание до 45°, разгибание до 180°; пронационно-супинационные движения предплечья возможны в пределах 180° [8]. Эти анатомические ограничения применялись к разрабатываемому устройству.

К ключевым параметрам устройства были отнесены масса, возможность регулировки под различные антропометрические данные, возможность пассивной и активной тренировки, а также время работы от аккумулятора. Для повышения эффективности тренировочного процесса было необходимо разработать систему управления, обеспечивающую изменение скорости выполнения упражнений и заданных углов перемещения.

После создания структурной схемы в одной из САД-систем была выполнена трехмерная модель разрабатываемого устройства (рис. 1). Было решено использовать миниатюрные линейные приводы для обеспечения сгибания/разгибания предплечья. Для пронации/супинации предплечья предложено использовать систему с сервоприводом и зубчатым зацеплением, для

жесткой фиксации предплечья и осуществления пронации/супинации в конструкции используется силиконовая подушка, этот элемент конструкции вращается внутри стакана с втулкой. Вследствие необходимости облегчения массы и снижения стоимости устройства в конструкции активно использовались стандартные алюминиевые компоненты и облегченные конструкционные материалы. Также некоторые нестандартные детали были спроектированы из ABS пластика с учетом требований к минимальной толщине стенки, радиусам изгибов и изгибам.

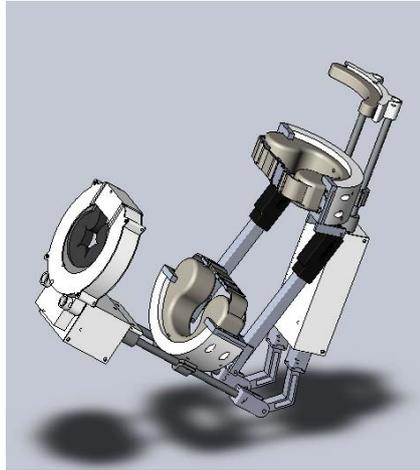


Рис. 1

Следующим этапом работы был расчет и подбор управляющих и исполнительных устройств. Для проведения расчетов необходимо было найти массы сегментов, а также центры масс. В качестве исходных данных использовались формулы для расчета массы сегментов тела и расположения центров масс сегментов [9, 10] (расположение определялось как процентное отношение к полной длине сегмента).

На основе выполненных расчетов была составлена схема приложения сил (рис. 2) и выведено уравнение для нахождения силы, необходимой для подъема руки с ортезом:

$$F_{\text{под}} \cos \alpha l_{\text{под}} = F_o l_{\text{цмо}} + F_{\text{п}} (l_{\text{цмп}} + l_{\text{д}}) + F_{\text{к}} (l_{\text{цмк}} + l_{\text{д}}), \quad (1)$$

где $F_{\text{под}}$ — сила, необходимая для подъема предплечья, $l_{\text{под}}$ — расстояние от шарнира до крепления привода, F_o — сила тяжести предплечевой части ортеза, $l_{\text{цмо}}$ — расстояние от шарнира до центра массы ортеза, $l_{\text{д}}$ — расстояние между сгибом руки и шарниром, $F_{\text{п}}$ — сила тяжести предплечья, $l_{\text{цмп}}$ — расстояние от шарнира до центра массы предплечья, $F_{\text{к}}$ — сила тяжести кисти, $l_{\text{цмк}}$ — расстояние от шарнира до центра массы кисти.

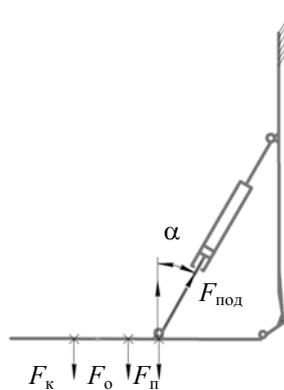


Рис. 2

Из этого уравнения была получена необходимая сила для подъема руки, после для выбора линейного привода она была умножена на коэффициент запаса $k = 2$.

После анализа вариантов был выбран электрический линейный привод. Принцип его действия основан на преобразовании вращательного движения в линейное поступательное (в рассматриваемом случае — с помощью передачи винт—гайка). Для осуществления ротации предплечья было решено использовать зубчатую передачу. Для расчета статического момента необходимо было умножить радиус рабочего органа на тяговое усилие, зависящее от трения и нагрузки, в данном случае нагрузкой являлась сила тяжести. Чтобы рассчитать динамический момент, требовалось найти ускорение (исходя из необходимого времени разгона) и момент инерции. Образующие открытую кинетическую цепь сегменты, из которых состоит рука, можно представить в виде простых цилиндрических или призматических тел [11]. Следует учесть, что предплечье вращается частично, поэтому при расчете учитывается 2/3 от общей массы, отсюда получим формулу для момента инерции:

$$I_x = \frac{m_k}{12}(b^2 + c^2) + \frac{1}{2}\left(\frac{2}{3}m_{\text{п}}r_{\text{п}}^2\right) + \frac{1}{2}m_{\text{кр}}r_{\text{кр}}^2, \quad (2)$$

где m_k — масса кисти; b, c — размеры условной модели кулака; $m_{\text{п}}$ — масса предплечья, $r_{\text{п}}$ — радиус предплечья, $m_{\text{кр}}$ — масса подвижной части, $r_{\text{кр}}$ — радиус подвижной части крепления запястья.

Найдем динамический момент на валу двигателя:

$$T_{\text{дн}} = \frac{2Tn_{\text{ном}}}{60t} I_x, \quad (3)$$

где t — время разгона вала привода, выберем $t = 0,3$ с; $n_{\text{ном}}$ — номинальное число оборотов.

В результате расчетов по формулам (1)—(3) были получены следующие значения: $F_{\text{под}} = 82,14$ Н; $I_x = 0,000934$ кг·м²; $T_{\text{дн}} = 0,22$ Н·м. Из этого рассчитывались общий момент $T_{\text{общ}}$ и момент на двигателе $T_{\text{дв}}$ с учетом коэффициента запаса $k=2$:

$$T_{\text{общ}} = T_{\text{вых}} + T_{\text{дн}} = 0,433 + 0,022 = 0,455 \text{ Н} \cdot \text{м}, \quad (4)$$

$T_{\text{вых}}$ — выходной момент на валу сервопривода,

$$T_{\text{дв}} = T_{\text{общ}} k = 0,91 \text{ Н} \cdot \text{м}. \quad (5)$$

С учетом найденных значений подобраны линейные приводы и сервопривод, на выходном валу которого было установлено зубчатое колесо. Линейные приводы обладают следующими техническими характеристиками: максимальная нагрузка 200 Н; максимальная скорость 8 мм/с; ход штока 100 мм. Сервопривод обладает следующими характеристиками: крутящий момент 18 кг·см при питании 6 В; скорость вращения 60° за 0,14 с при питании 6 В.

На рис. 3 приведена блок-схема управляющей программы. Всего реализовано два режима функционирования — пассивный и активный. Пассивный режим „навязывает“ движение пациенту на ранних стадиях реабилитации. При активном режиме пациент вовлекается в процесс тренировки путем активации определенных мышечных групп для совершения действия. Число повторений упражнений устанавливает врач-реабилитолог или пациент. Управление ведется через подключенный к Arduino дисплей. Также есть возможность изменять угол сгибания и разгибания, что позволяет постепенно менять нагрузку на мышцы.

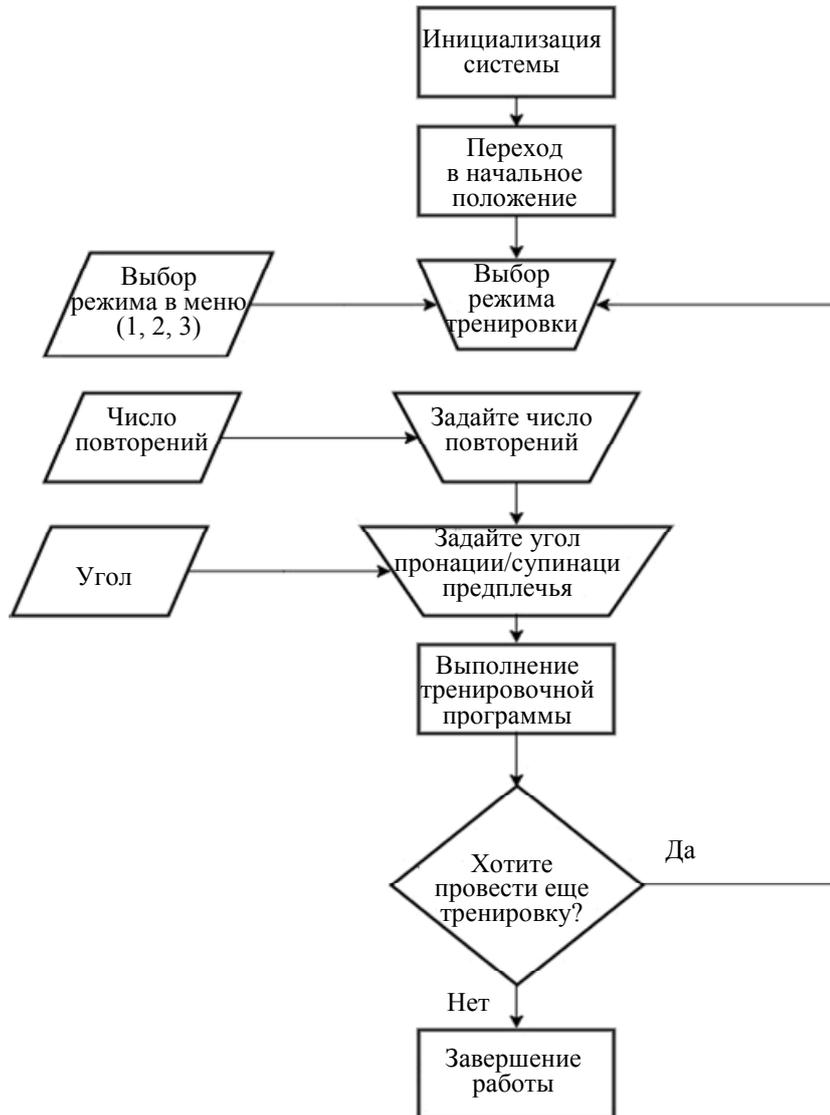


Рис. 3

Заключение. Разработано реабилитационное устройство для локтевого сустава: предложена конструкция, разработана трехмерная модель, подобраны исполнительные и управляющие элементы, проведены необходимые расчеты для подтверждения верности подбора комплектующих устройств, написана программа для микроконтроллера Arduino.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Фадеев П. А.* Инсульт. М.: ОНИКС Мир и Образование, 2012. 155 с.
2. *Wissel J., Olver J., Sunnerhagen S. K.* Navigating the Poststroke Continuum of Care // *J. of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2013. Vol. 22, Is. 1. P. 1—8.
3. *Белянская Е., Краснова М.* Реабилитация после инсульта. М.: Миклош, 2004. 124 с.
4. *Nijland R. H., van Wegen E. E., Harmeling-van der Wel B. C., Kwakkel G.* Presence of finger extension and houlder abduction within 72 hours after stroke predicts functional recovery: early prediction of unctional outcome after stroke: the EPOS cohort study // *Stroke*. 2010. Vol. 41, N 4. P. 745—50.
5. *Susanto E. A., Tong R. K. Y., Ockenfeld C. and Newmen S.K.* Efficacy of robot-assisted fingers training in chronic stroke survivors: a pilot randomized- ontrolled trial // *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015. Vol. 42, N 12.

6. Дамулин И. В. Восстановление после инсульта и процессы нейропластичности // Медицинский совет. 2014. № 18. С. 12—19.
7. Капанджи А. И. Верхняя конечность. Физиология суставов / Пер. с фр. Г. Абелева, Е. Кишиневского. М.: Эксмо, 2014. 368 с.
8. Дубровский В. И., Федорова В. Н. Биомеханика. М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. 672 с.
9. Dodig M. Models and Modelling of Dynamic Moments of Inertia of Human Body // International Journal of Sports Science. 2016. N 6. P. 249—256.
10. Деревцова С. Н. Соматометрические особенности пропорциональности телосложения мужского населения города Красноярск // Сибирский медицинский журнал. 2010. Т. 25, № 41.
11. Уткин В. Л. Биомеханика физических упражнений. М.: Просвещение, 1989. 205 с.

Сведения об авторах

- Сергей Владимирович Кривошеев** — аспирант; Университет ИТМО; кафедра мехатроники;
E-mail: krivosheev.sergey89@gmail.com
- Сергей Кириллович Соколов** — студент; Университет ИТМО; кафедра мехатроники;
- Роман Владимирович Олейник** — аспирант; Университет ИТМО; кафедра мехатроники;
- Станислав Сергеевич Резников** — канд. техн. наук; Университет ИТМО; кафедра мехатроники;
E-mail: s.s.reznikov@gmail.com

Поступила в редакцию
21.11.17 г.

Ссылка для цитирования: Кривошеев С. В., Соколов С. К., Олейник Р. В., Резников С. С. Разработка реабилитационного устройства для локтевого сустава // Изв. вузов. Приборостроение. 2018. Т. 61, № 2. С. 181—185.

DEVELOPMENT OF A REHABILITATION DEVICE FOR THE ELBOW JOINT

S. V. Krivosheev, S. K. Sokolov, R. V. Olejnik, S. S. Stanislav S. Reznikov

ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia
E-mail: krivosheev.sergey89@gmail.com

Results of the work on creating a robotic orthosis for the elbow joint are presented. A design of the device is proposed, a three-dimensional model is created. Several changes made in the functional, were dictated by analysis of competitive solutions. The development process is described, the main calculations and the main functional features of the developed devices are discussed. A brief conclusion includes prospects of a further development of the project.

Keywords: orthosis, post-stroke recovery, major motor skills, robotic rehabilitation devices, control

Data on authors

- Sergey V. Krivosheev** — Post-Graduate Student; ITMO University, Department of Mechatronics;
E-mail: krivosheev.sergey89@gmail.com
- Sergey K. Sokolov** — Student; ITMO University, Department of Mechatronics
- Roman V. Olejnik** — Post-Graduate Student; ITMO University, Department of Mechatronics
- Stanislav S. Reznikov** — PhD; ITMO University, Department of Mechatronics;
E-mail: s.s.reznikov@gmail.com

For citation: Krivosheev S. V., Sokolov S. K., Olejnik R. V., Reznikov S. S. Development of a rehabilitation device for the elbow joint. *Journal of Instrument Engineering*. 2018. Vol. 61, N 2. P. 181—185 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2018-61-2-181-185