



ИПМ им.М.В.Келдыша РАН • [Электронная библиотека](#)

[Препринты ИПМ](#) • [Препринт № 15 за 2012 г.](#)



[Павловский В.Е.](#), [Платонов А.К.](#),
[Сербенюк Н.С.](#), [Ярошевский В.С.](#),
[Алисейчик А.П.](#), [Орлов И.А.](#),
[Павловский В.В.](#), [Митуцова Л.](#)

Биомехатронные элементы
стимулятора голеностопа
человека

Рекомендуемая форма библиографической ссылки: Биомехатронные элементы стимулятора голеностопа человека / В.Е.Павловский [и др.] // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2012. № 15. 20 с. URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2012-15>

Ордена Ленина
ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ имени М.В.Келдыша
Российской академии наук

В.Е.Павловский, А.К.Платонов, Н.С.Сербенюк, В.С.Ярошевский,
А.П.Алисейчик, И.А.Орлов, В.В.Павловский,
Л.Митуцова

**БИОМЕХАТРОННЫЕ ЭЛЕМЕНТЫ СТИМУЛЯТОРА
ГОЛЕНОСТОПА ЧЕЛОВЕКА**

Москва, 2012 г.

УДК 796.012:612.7:531.1

В.Е.Павловский¹, А.К.Платонов¹, Н.С.Сербенюк¹, В.С.Ярошевский¹,
А.П.Алисейчик¹, И.А.Орлов¹, В.В.Павловский¹, Л.Митуцова²

¹ Институт прикладной математики им. М.В.Келдыша РАН (ИПМ)

² Институт механики БАН (ИМЕХ)

БИОМЕХАТРОННЫЕ ЭЛЕМЕНТЫ СТИМУЛЯТОРА ГОЛЕНОСТОПА ЧЕЛОВЕКА

АННОТАЦИЯ

Рассмотрены инновационные реализации биомехатронных стимуляторов голеностопа человека, имитирующих его ощущения в процессе шага. Исследования проводятся в рамках совместного проекта РАН-БАН и гранта РФФИ № 11-01-12060-офи-м-2011, имеющих целью создание новых технологий реабилитации спинальных больных.

Работа частично поддержана грантами РФФИ 10-07-00409, 10-01-00160.

Ключевые слова и выражения: биомехатроника, тренажер, стимулятор, голеностоп, сустав

V.E.Pavlovsky¹, A.K.Platonov¹, N.S.Serbenyuk¹, V.S.Yaroshevsky¹,
A.P.Aliseichik¹, I.A.Orlov¹, V.V.Pavlovsky¹, L.Mitutsova²

¹ Keldysh Institute of Applied Mathematics of RAS (KIAM)

² Institute of Mechanics of Bulgarian AS (IMECH)

BIOMECHATRONIC ELEMENTS OF HUMAN ANKLE STIMULATOR

ABSTRACT

Innovative projects of biomechatronic human foot (ankle) stimulators are considered. The studies are carried out in the frame of RAS-BAS collaboration and with RFBR grant 11-01-12060-ofi-m-2011 support for development of new technologies of rehabilitation of spinal patients.

The work is partially supported by the RFBR grants 10-07-00409, 10-01-00160.

Key words and phrases: biomechatronics, training apparatus, stimulator, ankle, joint

СОДЕРЖАНИЕ

	стр.
1. ВВЕДЕНИЕ	3
2. РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОЕКТА РАН-БАН	5
3. МИКРОПРОЦЕССОРНЫЕ МОДУЛИ УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЕМ ТРЕНАЖЕРА-СТИМУЛЯТОРА	8
4. ТРЕНАЖЁР ГОЛЕНОСТОПА СО СТИМУЛЯТОРОМ СТОПЫ	12
5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ	18
6. Литература	19

1. ВВЕДЕНИЕ

Исследование проблемы создания мехатронных элементов для стимуляции стопы человека было ранее выполнено в работе институтов РАН и БАН в рамках совместного проекта «Создание новых сенсорных и эффекторных мехатронных средств для восстановления локомоторных способностей спинного мозга у пациентов с вертебро-спинальной патологией». В настоящее время это направление исследований получило финансовую поддержку гранта РФФИ № 11-01-12060-офи-м-2011, что позволило выполнить конструкторскую разработку и начать изготовление макетного образца стимулятора голеностопа человека. Работа в целом направлена на разработку механики, электронной системы управления и программного обеспечения биотренажёра, необходимого для исключения атрофии мышц ног в ближайший период после получения тяжёлой травмы позвоночника.

Перспективность и необходимость разработки подобных средств и технологий стимуляции парализованных ног обоснована результатами исследования физиологических механизмов управления локомоцией человека и животных, выполненных в Институте физиологии им. И.П. Павлова РАН (ИФ) [1, 2] и в Институте медико-биологических проблем РАН (ИМБП) [3]. В этих исследованиях были выявлены перспективы положительного исхода в реабилитации двигательной патологии, вызванной травмами спинного мозга, болезнями головного мозга или длительным бездействием мышц. При этом на экспериментах ИФ на животных было показано [4], что крайне важным моментом является использование тактильной стимуляции стоп парализованных конечностей, согласованных с их принудительными шагательными движениями на тредбане, разработанном в ИМБХ БАН и ИПМ им. М.В. Келдыша РАН (см. рис. 1).

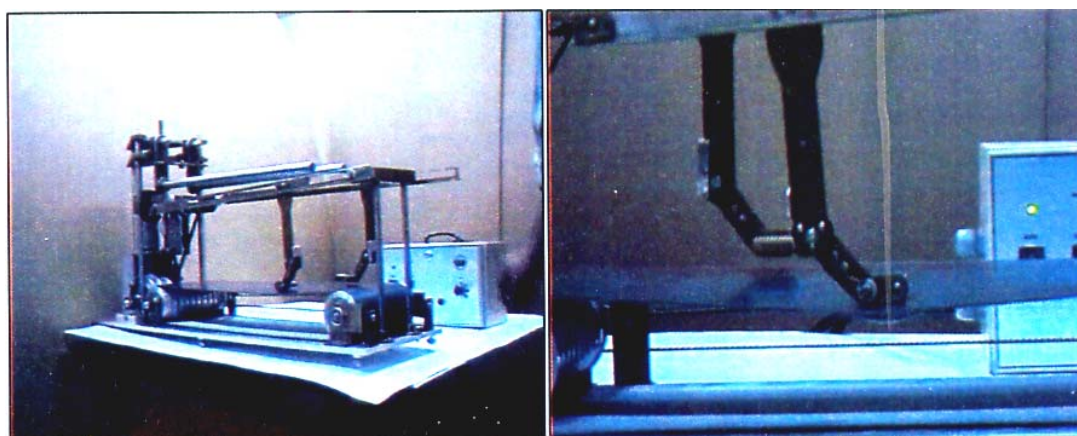


Рис.1. Общий вид тренажёра, лента тредбана и механизм принудительного шагания спинального животного (ИПМ им. М.В. Келдыша РАН).

Заметим, что на этом тренажёре впервые возникла не простая проблема управления стопами парализованных лапок животного для исключения их

подворачивания в момент постановки на ленту тредбана (см. рис. 1 справа). Впоследствии аналогичная проблема активного управления парализованным голеностопом со всей очевидностью возникла и на тренажёрах с бегущей дорожкой для человека.

Описанные обстоятельства предыдущих работ иллюстрируют важность создания биомехатронных систем двигательного управления движением голеностопа с обязательной сопутствующей тактильной стимуляцией стоп для фундаментальных физиологических исследований и поиска путей восстановления локомоций у людей с нарушением двигательной активности ног. Подобные системы необходимы для их последующего использования при проведении клинических исследований в виде лечебных средств пациентов с патологией движений.

Наиболее близкими к данной работе являются исследования, выполненные в Институте медико-биологических проблем РАН, в интересах борьбы с атрофией мышц у космонавтов при длительных условиях жизни в невесомости на борту космической станции. В результате этих исследований было разработано подошвенное пневматическое устройство для стимуляции стоп космонавта КОР-01-Н [5] (см. рис. 2) нашедшее затем и промышленный вариант реализации в виде изделия Корвит Компании ВИТ [6] (рис. 3).



Рис. 2 Стимулятор стоп КОР-01-Н (ИМБП РАН)



Рис. 3 Стимулятор стоп Корвит

Способ реализации такого стимулятора был использован в разработке описываемого ниже биотренажёра голеностопа человека.

Другим результатами предыдущих исследований, положенными в основу данной работы, являются описываемые ниже мехатронные элементы - электронные модули управления, развитые в ИПМ им. М.В. Келдыша РАН в совместной работе с МГУ им. М.В.Ломоносова для управления мобильными роботами нескольких типов.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОЕКТА РАН-БАН

На предыдущих этапах проекта в ИМЭХ БАН и в ИПМ РАН разрабатывались описываемые ниже конструкции стимулятора стоп спинальных больных и сенсор для определения расположения биологически активных точек стопы пациента [7]. В настоящее время в разработках ИМЭХ БАН и ИПМ им. М.В. Келдыша РАН в свете описанных обстоятельств сформулирована концепция и получен патент "мехатронного boot-модуля", оснащённого приводными механизмами для акупрессурной стимуляции стопы больного с разрабатываемыми средствами измерений её кожной электропроводности.

Возможность поиска и прессового воздействия биологически активных зон стопы позволяет надеяться на улучшение, а возможно и на восстановление нарушенных при спинальной травме вегетативных функций. Соединение такого boot-модуля с механизмом для принудительного опорно-двигательного аппарата ноги человека позволит сформировать требуемый биомехатронный тренажёр, как на базе имеющихся биомеханических тренажёров с тредбаном, так и в варианте кровати. В связи с этим в ИМЭХ БАН была реализована разработка двух типов конструктивных схем для средств тактильной стимуляции стоп ног больного - Проекты GaitSim и FootReact, описываемые ниже.

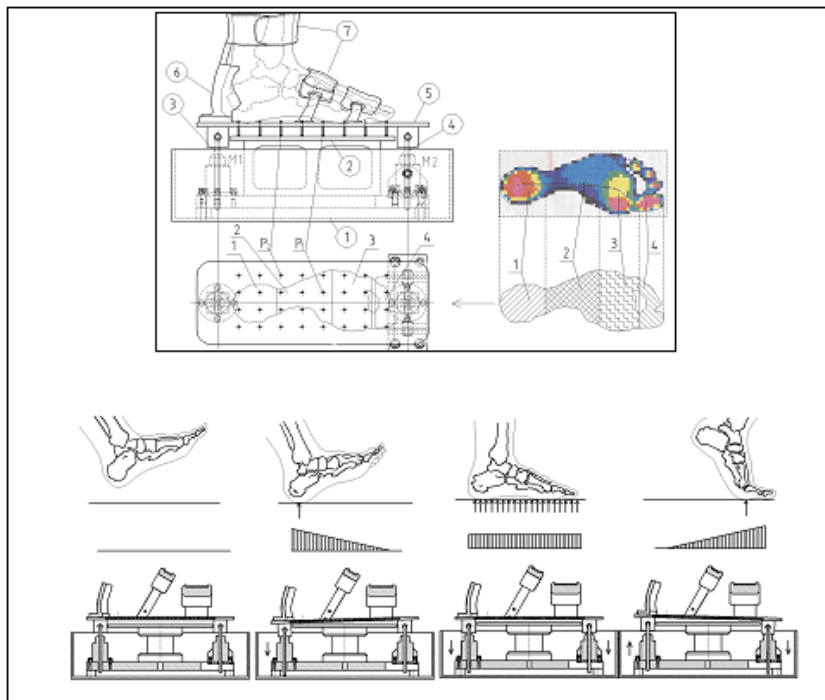


Рис. 4. Двухкоординатная мехатронная система "GaitSim" для реабилитации спинальных больных путём рецепторной активации стопы по фазам шага одновременно обеспечивает управление голеностопом ноги больного

Для реализации требуемой имитации шагательных нагрузок на стопу больного в проекте GaitSim предложено использование матрицы механических плунжерных стимуляторов стопы человека с двумя

управляемыми степенями подвижности, позволяющими по заданному временному закону регулировать характер изменения величины и пространственного расположения сил давления на стопу (см. выше рис. 4).

Результаты моделирования в ИМEX БАН динамики работы микропроцессорного привода движения плунжеров позволили оценить размеры элементов плунжерного поля и допустимую дискретность плунжерных областей для достижения достаточно хорошей точности реализации требуемого закона сил при имитации опорных реакций на стопе ноги. Для первого проекта GaitSim были получены параметры элементов плунжерного поля с шагом дискретности 4 мм при диаметре плунжера, равном 2 мм (см. рис. 5).

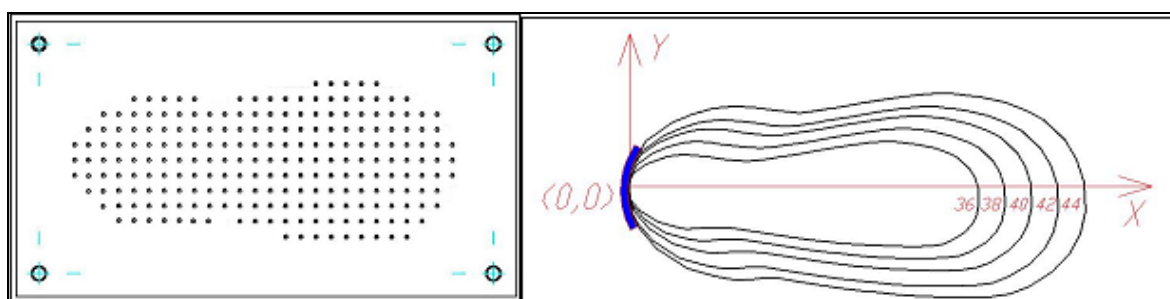


Рис. 5. Рабочие зоны поля плунжеров для стоп разного размера.

Однако в другом конструкторском решении ИМEX БАН – в проекте FootReact (рис. 6) [7], более удобном для организации избирательного доступа эффекторного (или сенсорного) плунжера к различным точкам стопы больного, возможность одновременной стимуляции голеностопа отсутствует. Для её реализации следует организовывать привод дополнительной активной степени подвижности всего модуля.

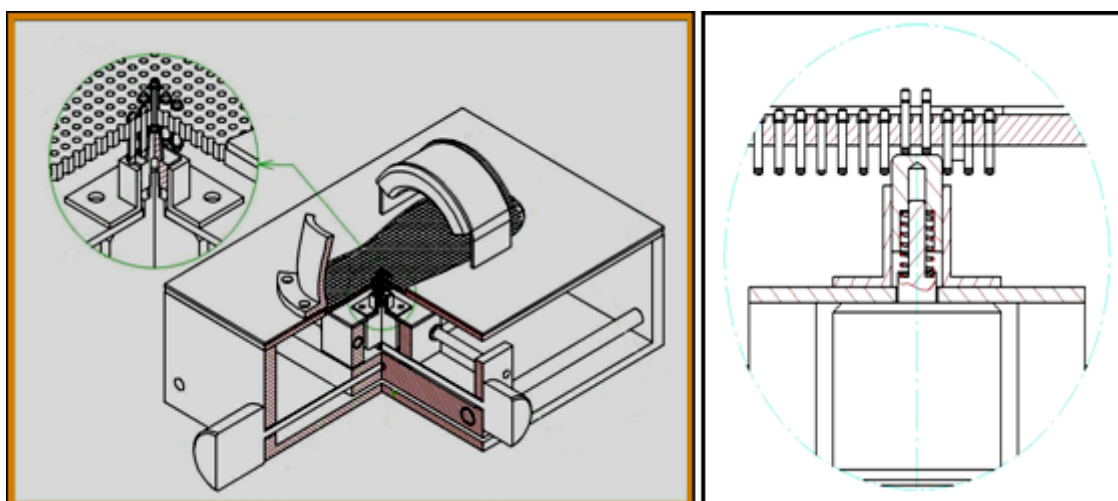


Рис. 6. Проект FootReact: двухкоординатный модуль для позиционирования точек акупрессуры стопы и его плунжерный механизм

В результате анализа материалов ИМEX БАН представлялась целесообразной следующая очередность вариантов реализации таких

достаточно сложных средств тактильной стимуляции стоп ног больного. История развития тренажёров подтвердила выводы того времени:

1. На первом этапе, безусловно, было принято целесообразным создание простейшего устройства, обеспечивающего активацию рецепторов и нервных окончаний стопы в условиях, близких к естественной ходьбе, - без выполнения шагательных движений нижних конечностей. Его следовало осуществить с обеспечением максимального удобства для индивидуального использования системы пациентом (лежа или сидя). Проект варианта такого устройства на основе проекта FootReact был предложен в [8-10]. Практическая реализация этого шага независимо и более просто была реализована в виде подошвенных стелек КОР в упомянутой работе [5] ИМБП РАН и в простом подошвенном стимуляторе стоп Корвит (рис. 7).



Рис. 7. Простой подошвенный стимулятор стоп.

2. Следующим шагом представлялся процесс создания специальной кровати с подобным устройством, оснащённой возможностью имитации шагательных движений. Первое такое устройство для реабилитации коленного сустава человека было создано в своё время болгарским руководителем данного проекта Лидией Митуцовой – [11]. Несколько лет назад подобная кровать (без тактильных систем стопы) усилиями ИМех МГУ, ИППИ РАН и ЦКБМ РАН была создана в России [12, 13]. В настоящее время эта кровать модернизируется.
3. Более сложная задача, стоящая в настоящее время, заключается в создании тредбана со стимуляцией стоп в процессе ходьбы типа известного тренажёра Lokomat. Для этого в процессе имитации ходьбы надо принудительно поочерёдно ставить на движущийся тредбан „одетые“ в мехатронные boot-модули парализованные ноги подвешенного нужным образом пациента. Максимальная сложность механической разработки этого варианта заключается в дополнении такого тредбана управляемыми нагрузками голенистопа, голени и бедра пациента в процессе шагового цикла движения ног. Для этого на ноги пациента должны быть надеты

соответствующие силовые элементы мягкого или жёсткого экзоскелетона. Именно такое решение продемонстрировала швейцарская фирма Hocoto в последней реализации 2011 г. Lokomat®PRO [14]

Важно подчеркнуть, что описанные процессы подтверждают экономическую целесообразность в современных условиях подобной тактики разработки сложного нового изделия, - она позволяет получать значимые результаты на каждом из этапов постепенного вложения средств.

3. МИКРОПРОЦЕССОРНЫЕ МОДУЛИ УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЕМ ТРЕНАЖЕРА-СТИМУЛЯТОРА

В настоящей работе для управления мехатронными блоками стимулятора используются электронные аппаратно-программные модули системы РОБОКОН-1 [15]. Ее общая характеристика такова.

Встраиваемая система РОБОКОН-1 предназначена для аппаратно-программного многоканального управления устройствами с исполнительными двигателями постоянного тока или с сервоприводами. Основное назначение - управление робототехническими системами, такими, как мобильные роботы или роботы-манипуляторы и комплексы этих устройств, различные тренажеры, однако этими областями применение системы не ограничивается.

Система разработана как аппаратно-программное звено нижнего уровня управления и позволяет непосредственно к модулям системы подключать двигатели и сенсоры роботов, аналоговые и цифровые. Контроллеры (и некоторые другие модули системы) имеют выход по СОМ-линии (т.е. по интерфейсу RS-232) на управляющий компьютер верхнего уровня, в качестве которого может применяться практически любой встраиваемый компьютер форм-фактора PC-104, или другие компьютеры, например компьютеры линии Micro PC. Система испытана с компьютерами Fastwel (Россия), ICOP (Тайвань), Octagon Systems (США). Такой компьютер исполняет программы верхнего уровня системы управления роботом.

При использовании указанных компьютеров в системе появляются USB-порты (обычно их 2) и Ethernet-порты (от 1-го TCP/IP). К системе можно подключать USB-TV-камеры (до 2-х без использования USB-расширителей) или IP-TV-камеры для создания систем технического зрения. Возможно создание систем слуха, дальнометрических систем безопасности, использование практически любых аналоговых/цифровых датчиков.

РОБОКОН-1 может работать непосредственно от СОМ-порта компьютера верхнего уровня, или от USB-порта через переходник USB-COM, если в качестве компьютера верхнего уровня используется, например, ноутбук, не имеющий СОМ-порта.

Все контроллеры системы допускают замену встроенных микроконтроллерных программ (прошивок). Имеется библиотека таких

прошивок. В ряде случаев при использовании специальных прошивок система управления может быть замкнута на уровне РОБОКОН-1 без использования компьютеров верхнего уровня.

Ядром системы является комплекс микропроцессорных 4-канальных или 2-канальных контроллеров, обеспечивающий управление с обратной связью по нескольким каналам, всего от 1 до 120 каналов. Обратная связь обеспечивается в цифровом виде (при использовании энкодеров, т.е. импульсных датчиков), или в аналоговом виде (потенциометры). Система разработана и может соответственно поставляться в различных вариантах: базовом, расширенном, в виде набора встраиваемых модулей. Дополнительно имеются специализированные модули расширения. Система поддержана необходимым программным обеспечением.

В системе имеются семейства устройств, поддерживающих два согласованных форм-фактора: стандартный РС-104 (плата размера 90x96 мм), "половинный РС-104" (плата размера 47x90 мм).

Программное обеспечение (ПО) системы включает библиотеки функций для работы с модулями системы, клиентские программы верхнего уровня. Библиотеки функций реализованы как библиотеки API операционной системы WINDOWS. ПО верхнего уровня предоставляет законченные приложения WINDOWS, которые реализуют клиент-серверную архитектуру, в которой клиентское приложение выполняется на хост-компьютере, а сервером является управляемая (бортовая) система контроллеров с поддерживаемыми ими модулями управления.

Базовый вариант включает управляющий контроллер, усилители мощности, модули энкодеров с необходимыми кабелями для их подключения к системе. Обеспечивает до 4 каналов управления. Именно этот вариант архитектуры системы используется для управления стимулятором.

На рис. 8 показаны модуль контролера с аппаратным вводом данных энкодеров и аналоговых датчиков и модуль двухканального усилителя для управления двумя коллекторными двигателями постоянного тока.

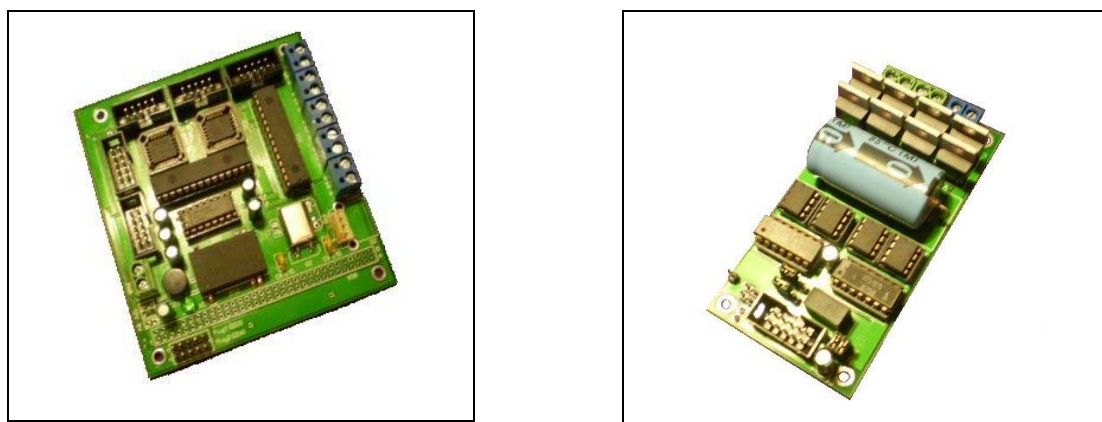


Рис. 8. Базовые модули РОБОКОН-1: контроллер и усилитель управления двигателями.

Далее на рис.9 и рис.10 показан прототип системы управления,

разработанный для управления стимулятором.

Параметры сборки таковы: высота сборки составляет 97 мм от поверхности стола, система смонтирована на генмонтажной плате размером 90x180 мм. Размер самих плат системы управления - 90x96 мм. Вес системы в сборе (без внешнего аккумулятора и без модуля радиосвязи) со всеми монтажными платами и кабелями - 700 г. На фотографиях в системе сверху вниз в сборке расположены:

- встраиваемый компьютер Fastwel PC104 (CPC 303), - коммерческая плата, компьютер полностью совместим с типовыми PC Intel-платформы, имеет быстродействие 300 МГц, память до 128 Мб, широкий набор портов ввода-вывода, в частности 2xUSB, 1 LAN, программируется на обычных языках, в системе загрузка программ и их запуск выполняются по радио;

- далее - модули собственно РОБОКОН-1: контроллер уровня управления двигателями и ввода датчиков, затем переходной монтажный модуль на платы половинного формата (PC104-0.5), далее внизу - двухканальный усилитель (ключ) для управления 2-мя коллекторными двигателями, блок питания всей системы - конвертор 12В в 5В, 4 А (мощность 20 Вт).

Усилитель управления двигателями испытан на длительный рабочий ток до 15А 12В в каждом канале управления.

Блок питания имеет достаточный запас по мощности, компьютер в пике потребляет до 2.5 А по линии 5В, т.е. максимум 12.5 Вт, его рабочая потребляемая мощность менее 10 Вт, вся остальная электроника потребляет порядка 0.25 - 0.30 Вт (250 - 300 мВт). Блок питания имеет защиту от неправильного подключения питания, на его плате смонтирован блокиратор неправильного включения. При переплюсовке внешнего питания система не включится. При исправлении плюсовки питания система запускается в нормальном режиме.

На фотографиях рис. 9 и 10 даны общий вид системы, система на стенде с подключенным радиомодулем WiFi с подключенным электропитанием (аккумулятор 12В).

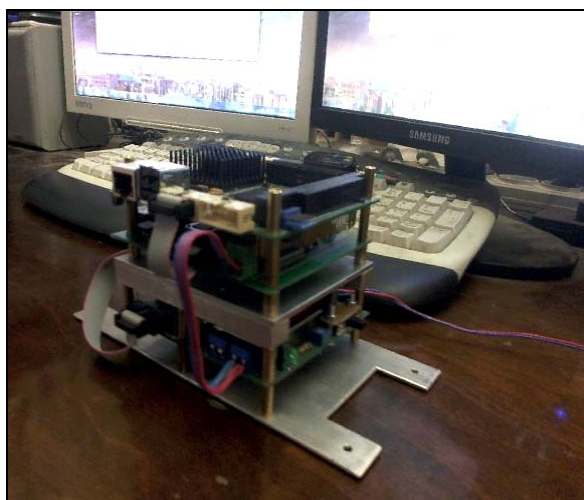


Рис. 9. Система управления стимулятором. Общий вид.



Рис.10. Система управления стимулятором. Стендовая версия.

Отметим, что радиомодуль WiFi необходим в условиях удаленной связи центрального управляющего компьютера с системой управления стимулятором, которая должна располагаться достаточно близко к стимулятору.

Укажем также следующее. Расширенный вариант РОБОКОН-1 дополнительно комплектуется универсальной коммутационной платой для подключения различных дискретных и аналоговых устройств типа кнопок, модулей светодиодов, реле, серводвигателей и пр., а также для увеличения общей нагрузочной способности контроллеров.

В этом варианте реализованы также дополнительные контроллеры половинного формата (плата размера 47x90 мм) – версии двухканальных контроллеров и контроллер с расширенными функциями ввода-вывода, в котором существенно увеличено количество каналов аналогового ввода и каналов цифрового ввода-вывода.

При реализации в виде набора модулей система может иметь в своем составе от 1 до 8 контроллеров (реализует до 32 каналов управления), соответствующее число усилителей мощности (2-канальных или 4-канальных), коммутационных плат, модулей расширения. Имеется сетевая архитектура базового контроллера, поддерживающая сеть с шинной конфигурацией, полная структура такой системы может включать до 30 контроллеров и, соответственно, до 120 каналов управления.

При необходимости система может быть смонтирована в специальных корпусах.

В номенклатуру модулей расширения входят: источники электропитания (4 модели), платы радиообмена, реализующие канал и протоколы обмена РАДИО-RS-232 (до 100 м в помещении, до 300 м на открытом пространстве, до 65536 каналов), расширители канала RS-232 (3 модели, необходимы, если в системе имеется более 1 контроллера без шинной структуры), модули управления серводвигателями (3 модели, поддерживают до 24 серводвигателей на один модуль), универсальный

модуль ЦАП, модуль управления реле и транзисторными ключами, различные модули сенсоров.

4. ТРЕНАЖЁР ГОЛЕНОСТОПА СО СТИМУЛЯТОРОМ СТОПЫ

В свете сказанного следует отметить, что в ряде ситуаций (общая неподвижность больного, специфика заболевания и др.) в борьбе с атрофией мышц может быть полезен и промежуточный между простым подошвенным стимулятором стоп типа «Корвит» и сложным комплексом типа тренажёра-кровати тип лечебного средства. В качестве такого средства в ИПМ РАН стартовала разработка специального тренажёра движений голеностопа «Голтрен», снабжённого управляемым подошвенным стимулятором стопы больного. Как было показано в нейрофизиологических исследованиях ИФ РАН и ИМБП РАН, наибольший лечебный эффект достигается при комплексировании мышечной и эффекторной стимуляций. Поэтому, в «Голтрене» заложены функции сгибания (от себя) и последующего разгибания (на себя) голеностопа лежащей или вывешенной ноги одновременно с управляемым последовательным тактильным воздействием вдоль стопы соответственно в области пятки, свода стопы и пальцев. Очевидно, что воздействие такого тренажера на систему голеностопа является более мощным и может оказаться хорошим афферентным стимулом для поддержания, а может быть и формирования новых структур нервной сети управления мышечным аппаратом ног. Отметим, что голеностопный сустав имеет блоковидную форму. В этом суставе вокруг поперечной оси, проходящей через блок таранной кости, возможны: сгибание (движение в сторону подошвенной поверхности стопы) и разгибание (движение в сторону ее тыльной поверхности). Величина подвижности при сгибании и разгибании достигает 90°.

С целью более глубокого изучения нейрофизиологических процессов при голеностопно-подошвенной стимуляции, была предпринята разработка исследовательского варианта «Голтрена», подразумевающая широкий спектр сенсорного измерительного оборудования: средствами миографического, температурного и других видов очувствления ноги. Следует отметить, что очувствление тренажёра и его связь с компьютером предоставляет дополнительные мехатронные возможности для диагностики и автоматизации управления в режиме реального времени процессом лечения.

В основу конструкции тренажера был положен покупной пассивный ортез голеностопа, показанный на рис.11. Он состоит из двух основных деталей: вкладыша и силовой конструкции.

Вкладыш представляет собой мягкую оболочку состоящую из ткани и поролона, в которую заворачивается нога пациента. В качестве фиксирующих элементов используются застёжки типа «липучка». Благодаря упругости материалов и универсальности застёжки, обеспечивается плотное прилегание вкладыша к ноге.



Рис. 11. Пассивный ортез голеностопа и его внутреннее устройство.

Основу силовой конструкции ортеза составляет мощная подошва из твердого пластика, к которому приклепаны петельные шарниры голеностопа с тягами, предназначенными для крепления вдоль икроножной мышцы. Фиксация вкладыша в нем осуществляется при помощи ремней-застежек: два ремня с «липучками» удерживают подъем стопы, и три ремня фиксируют тяги петель.

Для превращения пассивного ортеза в активный тренажёр, способный обеспечить заданные принудительные движения голеностопного сустава ноги (в данном случае – ноги подходящего размера) потребовалась организация привода тяг петельных шарниров, показанных на левой фотографии. С этой целью используется описанная выше система микропроцессорного управления.

Известно, что основным сигналом обратной связи при работе с мышцами является миограмма. Поэтому в качестве основного средства оценки состояния мышц и нервной системы в конечности испытуемого был выбран миографический сигнал от икроножных мышц.

Для того, чтобы можно было наблюдать за этими сигналами в процессе и сразу после тренировки, т. е. «очувствления» тренажера, во вкладыш были встроены электроды электромиографа (рис.12 – рис.13).

Для получения наиболее полной картины происходящего, а также выделения наиболее информативного сигнала (при поражении нервной системы её сигналы существенно снижаются), электроды были организованы в матрицы вокруг наиболее объёмных икроножных мышц. Сигнал от них, через коммутатор и АЦП, поступает непосредственно в ЭВМ для обработки. Кроме того, дополнительные электроды были размещены на части вкладыша, прилегающей к подошве ноги (рис.12).



Рис.12. Электроды подошвы.

Следует отметить, что как большинство нейрофизиологических сигналов, сигнал миограммы является достаточно слабым и зашумленным. Было показано в экспериментах в ИМБП РАН и ИФ и ВНД РАН, что малейшее движение проводов электродов приводит к возникновению существенных помех в сигнале. Следовательно, при активной работе тренажера эти помехи будут велики. Поэтому для минимизации воздействия движений тренажера на сигнал было принято решение использовать специальные активные электроды со встроенными предусилителями из инновационной ЭЭГ системы actiCap фирмы Нейроботикс (рис.13).



Рис.13. Активный электрод.

Ее основным достоинством является то, что усилители биопотенциалов интегрированы в электроды. Это позволяет минимизировать влияние внешних шумов и увеличить отношение сигнал/шум. Она обеспечивает:

- ▲ Активное усиление сигнала. Это значит что сигнал с высоким импедансом усиливается в самом электроде и передается на усилитель. В результате требуется минимальная подготовки кожи, что является

актуальным для снижения риска внесения инфекции через поверхностные повреждения кожи в процессе съема сигнала, а также значительно убыстряет процесс установки электродов.

- ✦ Активное подавление шума. Синфазная помеха подается в противофазе на все снимающие электроды, увеличивая отношение сигнал/шум. Этот способ особенно эффективен для подавления сетевой наводки.
- ✦ Активное измерение импеданса. Это означает, что измерение импеданса производится самой системой actiCap, а затем показывается с помощью миниатюрных встроенных светодиодов на самих электродах. Три цвета – красный, желтый, зеленый – соответствуют плохому, среднему и хорошему контакту. Т.о. прямо в процессе установки электродов, без подключения усилителя и запуска программного обеспечения, можно проверять качество их установки. Такая индикация импеданса *in situ* значительно облегчает и ускоряет весь процесс достижения хорошего контакта – нужно просто добавить гель в те электроды, которые горят красным цветом.



Рис.14. Пневмостимулятор стопы.

Основой стимулятора подошвы стала пневмосистема, основанная на описанной выше микропроцессорной системе управления и двухходовых пневматических клапанах фирмы Пневмакс (рис.14).

Площадь поверхности стопы была разбита на 3 сектора:

- ✦ пятка
- ✦ свод
- ✦ носок (пальцы)

Для каждого из них были изготовлены специальные камеры с прочным наружным чехлом, предназначенным для ограничения хода и обеспечения безопасности испытуемого, которые были вмонтированы непосредственно в основание силового конструктива. Такой подход позволяет максимально упростить и облегчить как вкладыш, так и процедуру одевания тренажера на

испытуемого. Для обеспечения универсальности между правой и левой ногой сектор свода был изготовлен из двух симметрично расположенных камер.

Каждый сектор был оборудован независимым клапаном, что позволило имитировать различные нагрузочные режимы на стопу — ходьба, бег, стояние на месте и даже переминывание на ноге из стороны в сторону. Скорость срабатывания клапана составляет 40 миллисекунд, что обеспечивает точное управление подачей давления.

В качестве источника воздуха была использована насосная станция FIAC ECU HP1 ELECTRO COMPRESSOR UNIT.

Далее предлагаются схемы механической конструкции стимулятора, созданной на базе ортеза, описанного выше.

На рис. 15 показаны варианты реализации приводной системы стимулятора с установкой электропривода на ортез. Приведенные модели построены как трехмерные твердотельные модели в системе трехмерного моделирования.

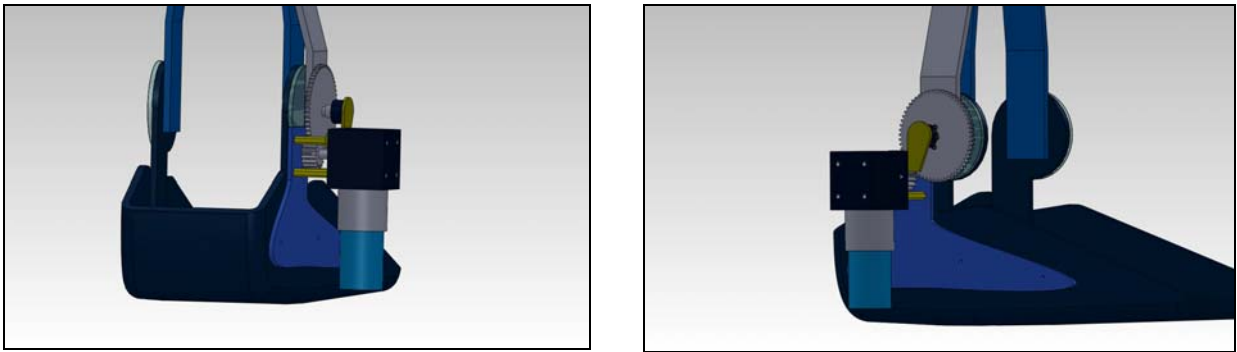


Рис. 15. Схема монтажа приводной системы стимулятора.

На последующих фотографиях показана реализация указанной схемы с микропроцессорным управлением. На рис. 16 дана общая схема стимулятора.



Рис.16. Общий вид стимулятора.



Рис.17. Блок макетирования стимулятора.



Рис.18. Тренажер в базовых испытаниях с испытуемым.

На рис.18 показана система стимулятора, подготовленная к базовым испытаниям. Проведенные испытания подтвердили определенную эффективность мехатронной стимуляции голеностопа с помощью созданной первой версии стимулятора. Однако они также показали необходимость развития механической системы стимулятора в связи со сложной геометрией сустава голеностопа человека и требованием подстройки разрабатываемой механической системы к реальной биологической системе.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.

В работе рассмотрена проблема разработки средств реабилитации параплегиков (людей с тяжёлой патологией травмы спинного мозга). Одной из серьёзных проблем здесь является развитие патологии атрофии мышц парализованных ног в первые месяцы после травмы. Давно доказано, что основным средством борьбы с атрофией мышц является исключение полной неподвижности (гипокинезии) организма больного с помощью тренажёров различной конструкции. Новейшими работами отечественных физиологов показана необходимость совмещения тактильной стимуляции стоп, соответствующей ощущениям здорового человека для выбранных движений его ног.

В соответствии с этим, для возможности лечения лежачего больного с самых первых дней заболевания в работе предложена мехатронная схема наиболее простого тренажёра с миограммометрией и алгоритмами формирования движений парализованного голеностопа вместе с требуемой тактильной стимуляцией кожи его стопы. Предложена конструкция и мехатронное решение системы управления такого тренажёра голеностопа. При его разработке использовано разработанное в ИМБП РАН простое конструктивное решение для формирования прессорных воздействий на стопы космонавтов с целью борьбы с атрофией их мышц в условиях невесомости. В конструкции системы управления движением голеностопа человека использован опыт ИПМ им. М.В. Келдыша РАН разработки средств управления приводными механизмами в робототехнике.

Подобный тренажёр необходим и при более позднем лечении больного на тренажёре с тредбаном для исключения подворачиваемости его ног в момент опускания ноги на тредбан. Такой мехатронный тренажёр с сенсорным очувствлением состояния мышц пациента найдёт применение и при проведении физиологических и клинических исследований с целью поиска методов и лечебных средств для пациентов с патологией движений.

6. Литература

1. Герасименко Ю.П., Макаровский А.Н., Никитин О.А.. Управление локомоторной активностью человека и животных в условиях отсутствия супраспинальных влияний. Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова. 2000, т.86, N.11, с.1502-1511.
2. Герасименко Ю.П. Генераторы шагательных движений человека: спинальные механизмы их активации. Авиакосмическая и экологическая медицина. 2002. Т. 36, № 3. с.14-24.
3. Григорьев А.И., И.Б. Козловская, Б.С.Шенкман. Роль опорной афферентации в организации тонической мышечной системы// Росс. физиол. ж. им. И.М. Сеченова, 2004, Т.90, №5, С.508-521.
4. D. Okhotsimsky, O. Nikitin, Y. Gerasimenko, N. Serbenjuk, L. Mitutsova, K. Delchev, V. Vitkov, A. Platonov, V. Yaroshevsky. A biomechanical stimulator for scientific-experimental study of the regeneration of spinal cord locomotion capabilities after traumatic break. Proceed. of Inter. Conf. "Advanced Problems in Mechanics 2005", Minisymposium on Biomechanics, June 28-July 5, 2005, St. Petersburg, Russia, 2006, ISBN 5-98883-009-9, pp.394 - 400.
5. Устройство для реабилитации опорно-двигательного аппарата в условиях невесомости Патент RU 2148981 С1. Дата приоритета 08.06.1999.
6. Имитатор опорной нагрузки подошвенный "Корвит"
URL: <http://diasled.ru/korvit>
7. Платонов А.К., Герасименко Ю.П., Илиева-Митуцева Л., Никитин О.А., Сербенюк Н.С., Трифонов О.В., Ярошевский В.С. Биомехатронные элементы стимулятора стопы человека. // Препринт ИПМ им. М.В. Келдыша, 2011. № 38. 32 с.
URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2011-38>
8. Platonov A., Mitutsova L., Delchev K., Vitkov V., Chavdarov I., Latkovski V., Yaroshevsky V., Nikitin O. Development of a mechatronic system "GAITSIM" for biomechanical rehabilitation of patients paraplegics. Engineering mechanics, 2007, 14 / 4, 249-258.
9. Platonov A., Ilieva-Mitutsova L, Nikitin O, Chavdarov I., Delchev K., Vitkov V., Yaroshevsky V., Serbenjuk N, Gerasimenko Y. Design of mechatronic system for foot receptor activation intended to improve rehabilitation of paraplegic patients. Proceed. of Inter. Conf. "PRAKTRO' 2007", 12 – 15 June 2007, Varna, 2007, 19-24.
10. Mitutsova L., Delchev K., Vitkov V., Chavdarov I., Yaroshevsky V., Serbenjuk N., Nikitin O. Biomechanical System for scientific-experimental study of the regeneration of the spinal cord locomotion capabilities after traumatic break. Proceed. of Intern. Conf. "PRAKTRO' 2007", 12 – 15 June 2007, Varna, 2007, 25-31.

11. Mitutsova L. Biomechanical control of the rehabilitation of a knee joint after trauma. Proc. of Conf. "Biomechanics of Man '96", Prague, 1996, 131-134.
12. Алехин А.И., Беленький В.Е., Гришин А.А., Ленский А.В. "Устройство для восстановления функций нижних конечностей". Патент на изобретение №2352316. Дата приоритета: 16.11.2007.
13. ИППИ РАН, ЦКБ РАН: Применение функциональной электромиостимуляции в восстановительном лечении.
URL: <http://www.iitp.ru/ru/science/works/414.htm>
14. Lokomat®PRO
URL: <http://www.hocoma.com/en/about-us/media-center/media-images/>
15. Ю.Ф.Голубев, А.К.Платонов, В.Е.Павловский, В.В.Павловский.
Аппаратно-программная система управления роботами РОБОКОН-1. // Отчет ИПМ им.М.В.Келдыша РАН, 2012 г. № 5-002-12. 35 с.