



ИПМ им.М.В.Келдыша РАН • Электронная библиотека

Препринты ИПМ • Препринт № 16 за 2012 г.



Платонов А.К., Павловский В.Е.,
Сербенюк Н.С., Гришин А.А.,
Герасименко Ю.П.,
Мошонкина Т.Р.

Биомехатроника лечебно-
исследовательского
тренажёра-кровати

Рекомендуемая форма библиографической ссылки: Биомехатроника лечебно-исследовательского тренажёра-кровати / А.К.Платонов [и др.] // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2012. № 16. 32 с. URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2012-16>

О р д е н а Л е н и н а
И Н С Т И Т У Т П Р И К Л А Д Н О Й М А Т Е М А Т И К И
и м е н и М . В . К е л д ы ш а
Р о с с и й с к о й а к а д е м и и н а у к

**А.К. Платонов, В.Е.Павловский, Н.С.Сербенюк
А.А.Гришин, Ю.П. Герасименко, Т.Р. Мошонкина**

**Биомехатроника
лечебно-исследовательского
тренажёра-кровати**

Москва, 2012 г.

Биомехатроника лечебно-исследовательского тренажёра-кровати.

А.К. Платонов¹, В.Е.Павловский¹, Н.С.Сербенюк¹
А.А.Гришин², Ю.П.Герасименко³, Т.Р. Мошонкина³

АННОТАЦИЯ

Рассмотрены проблемы мехатроники при реализации лечебно-исследовательских тренажёров для стимуляции опорно-двигательного аппарата человека, с нарушениями двигательной активности. Исследования проводятся в рамках совместного проекта РАН-БАН и грантов РФФИ № 11-01-12060-офи-м-2011, 11-04-12067-офи-м-2011, 11-04-12073-офи-м-2011 и 11-04-12074-офи-м-2011, имеющих целью создание новых исследовательских и лечебных технологий для биологии и медицины.

Biomechatronics of a Medicinal-Investigation Gait Training Bed

A.K.Platonov¹, V.E.Pavlovsky¹, N.S.Serbenyuk¹,
A.A. Gtishin²Y.P. Gerasimenko³, T.R. Moshonkina³

¹ Keldysh Institute of Applied Mathematics RAS - Институт прикладной математики им. М.В.Келдыша РАН

² Institute for Information Transmission Problems RAS - Институт проблем передачи информации РАН..

³ Pavlov Institute of Physiology RAS - Институт физиологии им. И.П.Павлова РАН.

ABSTRACT

Innovative designs of biomechatronic human legs stimulators are considered The studies are carried out in RAS-BAS collaboration and RFBR grants 11-01-12060-офи-м-2011, 11-04-12067-офи-м-2011, 11-04-12073-офи-м-2011 and 11-04-12074-офи-м-2011 for development of new technologies of biological and medical nursing and investigation .

Введение

В последнее время в результате развития вычислительной техники и мехатроники заметно увеличение биомехатронных образцов тренажёров для лечебных, реабилитационных и исследовательских целей. Медицинские потребности в таком оборудовании велики. Они связаны, в частности, с ростом среднего возраста населения в России, в странах Евросоюза и в США и - с сопутствующим ростом случаев инсульта и с тем фактом, что из-за сидячего образа жизни и обилия стрессов такие болезни «молодеют» (например, только в США ежегодно происходит до 700000 таких заболеваний). Другим источником потребностей в таких тренажёрах являются случаи спортивных, автомобильных или военных травм спинного мозга потерпевших. Так в России по сообщениям информационных новостей только в 2010 г произошло 199 431 дорожно-транспортное происшествие с 26 567 погибшими людьми и 250 635 ранеными, 25% которых, по данным работы [1], имеют травмы позвоночника. По данным ВТЭК из общего количества болезней, обусловленных дорожно-транспортным, бытовым, производственным или спортивным травматизмом, больные с осложнёнными повреждениями позвоночника, имеющие I группу инвалидности, составляют около 8%, т.е. - не менее 20 тыс. в год. Эти данные показывают, насколько важны и востребованы медициной и населением средства борьбы с таким тяжким недугом, каким является паралич рук и/или ног человека (*паралегия*¹).

¹ paraplegia: (греч. para около и plēgē удар, поражение) — паралич обеих верхних (верхняя параплегия) или обеих нижних (нижняя параплегия) конечностей человека.

Возможность восстановления двигательных функций у таких больных была установлена только в последние несколько лет: в спинном мозге человека было показано существование популяции нейронов, способных продуцировать шагательные паттерны, управляющие движениями ног. Такая сеть интернейронов названа генератором шагательного движения (ГШД). ГШД можно активировать с помощью электрической стимуляции спинного мозга [2, 3]). Один из способов воздействия на спинальные центры – активация естественных регуляторов шагательных генераторов. Под «естественными регуляторами шагательных генераторов» здесь понимаются поток афферентной (чувствительной) информации от различных рецепторов нижних конечностей – из многочисленных исследований известно, что они участвуют в управлении движениями. Описано, что вибрация, прикладываемая к мышцам нижних конечностей у здорового человека, в условиях внешней вывески ног в горизонтальной плоскости [4] и электрическая стимуляция периферических нервов [5] вызывают произвольные шагательные движения. Эти методы, базируясь на возможности активации локомоторных генераторов через «афферентный» (сигнальный для мозга) вход, воздействуя в первом случае на мышечные и кожные рецепторы, а во втором – непосредственно стимулируя афферентные нервы спинного мозга.

Известно, что механическая стимуляция опорных зон стоп в режимах естественной локомоции контролирует соотношение активности постуральных и фазных мышц в локомоторных движениях [6]. В лабораторных исследованиях показано, что периодическая стимуляция афферентов (рецепторов) задних конечностей приводит к запуску шагательного генератора и обеспечивает сохранность мотонейронов ниже уровня травмы [7, 8].

В связи с выше сказанным, обоснованным является использование локомоторных тренировок в процессе реабилитации спинальных больных. Локомоторные тренировки состоят из перемещения параплегичных ног в шагательном ритме по бегущей дорожке или в воздухе. Для обеспечения принудительных движений ног используется новое поколение биотренажёров с активными приводными механизмами, с необходимым очувствлением, со средствами стимуляции пациента и с развитым программным обеспечением. Такие биомеханические спортивные и медицинские тренажёры с развитыми элементами мехатроники в большом количестве моделей уже выпускаются за рубежом. В России, несмотря на упомянутую потребность в лечебных тренажёрах, имеются лишь отдельные попытки их создания [9 и 10]. При этом, в силу особенностей авторского права многие обстоятельства конструкции зарубежных тренажеров и их программное обеспечение остаются недоопределёнными.

Ниже сделана оценка требуемых конструктивных и функциональных свойств тренажёрных механизмов, предназначенных для лечения или исследования двигательных нарушений человека на разных стадиях развития и лечения травматической болезни.

Необходимые медицинские факты

Важно отметить, что паралич конечностей (особенно ног) человека представляет собой не статическое состояние, а динамический процесс протекания двух процессов гибели нервных клеток пациента – *некроза* и *апоптоза*. *Некроз* представляет собой непосредственное травматическое повреждение мозговой ткани спинного мозга с последующим её преобразованием в посттравматические мозговые рубцы и кисты. Вместе с тем, современное состояние понимания обстоятельств протекания параплегии указывает на постепенное расширение областей действия травматического повреждения с захватыванием этим процессом, как структур головного мозга, так и скелетных мышечных тканей. Этот процесс отложенной гибели - *апоптоза*² клеток происходит путём изменения биохимии послетравматического метаболизма клеток. При этом наблюдаются важные для последующего анализа *три временных тика гибели клеток*. Сначала наблюдается некроз повреждённых нейронов спинного мозга (через 4-8 часов), затем отсроченный до 3-х суток апоптоз вспомогательных (так называемых *глиальных*) клеток – отвечающих за проводимость нервных сигналов у дендритов нейронов центральной нервной системы (ЦНС), и, наконец, - отсроченный до 7-14 суток апоптоз глиальных клеток дендритов нейронов, удалённых от места травмы [1].

Главной причиной действия апоптоза в данном случае является длительное отсутствие движения и мышечного сопротивления действию сил тяжести (*гипокинезия*) [6, 11]. В последние годы стал понятен механизм отрицательного действия гипокинезии через рефлекторные механизмы возбуждения–торможения отделов ЦНС. Поступающие в мозг сигналы рубцов и кисты в некротических очагах нервных клеток вкупе с отсутствием сигналов о требуемом силовом напряжении мышц приводят к длительному торможению центров, управляющих биохимическими процессами метаболизма нервных и мышечных тканей конечностей. Результат длительного бездействия этих центров получил за рубежом название *learned non-use* («научился не использовать»). В результате апоптоза наряду с гибелью не получающих питание ненужных нервных клеток происходит и атрофия скелетных мышц. Интересно, что этот рефлекторный механизм апоптоза был отмечен не только у пара-плегиков, но и у космонавтов после их длительной работы в невесомости [6].

В связи с этим, важным средством лечения всех типов параплегии является пассивное (без участия пациента) или активное (иначе – «произвольное», – при участии пациента, когда это возможно) движение парализованных конечностей. Навязанное организму движение, формируя мощные афферентные (в направлении к мозгу) и эфферентные (в направлении от мозга к мышцам) стимулы, эффективно способствует восстановлению (*ресинтезу*) утрачиваемых в результате травмы необходимых биохимических процессов метаболизма в тканях скелетных мышц и их нервных путей [11]. Многократно повторяемые движения приводят к структурно-функциональной пере-

² Апоптоз ([греч.](#) *απόπτωσης* — опадание листьев) – программируемая гибель ненужных или вредных для организма клеток. Ежедневно около 5% клеток организма подвергается апоптозу.

стройке спинальных нейронных сетей, их адаптации, направленной на осуществление тренируемой двигательной активности

Наивысшим современным достижением в области реабилитации спинальных больных является значимый медицинский результат 2011 года: в работе [12] показано, что пациенты с клинически полным перерывом спинного мозга при электрической стимуляции определённых зон спинного мозга способны самостоятельно стоять и совершать шагательные движения, сопровождаемые методистами, по движущейся ленте тренажёра. Более того, при некоторых условиях стимуляции у пациентов появляется возможность выполнять произвольные движения в различных суставах ног [12, 13].

Медицинские и другие требования к конструкции и к мехатронике тренажёра

В виду отмеченных выше обстоятельств становятся очевидными главные требования к мехатронике тренажёра, предназначенного для реабилитации пациентов с параличами и глубокими парезами:

1. Для предотвращения апоптоза (отложенной атрофии) нервов спинного мозга и мышц ног использование тренажёра должно начинаться уже в первые сутки после получения травмы и длиться, практически, непрерывно. Это означает *необходимость конструктивной реализации тренажёра кроватного типа.*

2. Результаты экспериментов в ГНЦ РФ ИМБП РАН и в ИФ РАН определяют главное функциональное требование к реализации мехатронного биотренажёра для человека: *обязательную реализацию в тренажёре опорных нагрузок на стопы ног человека* в процессе повторяющихся шаговых циклов их движения. Это означает необходимость оснащения тренажёра кроватного типа имитатором опорных нагрузок стоп пациента, соответствующих привычным для него режимам "топтания на месте" и приседания.

3. Очевидна, также, и необходимость расширения провоцирования лечебного действия и других типов афферентных сигналов, поступающих в мозг в процессе шагания в норме. Можно предположить важность афферентных сигналов костно-мышечного аппарата при его нагрузке ударного типа на каждом шаге, наряду с нервной чувствительностью инерциальных нагрузок на кровеносно-лимфатическую систему в процессе шага. Это означает, что *на определённой стадии лечения следует более полно имитировать процесс шагания, используя конструкцию тренажёра, и позу пациента, позволяющие осуществлять данный вид активности.* Медицинское использование тренажёра предполагает *возможность простого перемещения пациента внутрь тренажёра с носилок или инвалидного кресла.*

4. Важная задача, стоящая перед разрабатываемым тренажером, связана с его использованием в ИФ РАН в качестве средства доклинических исследований и поиска способов неинвазивного воздействия на спинальные центры с целью активации шагательных генераторов.

Как было упомянуто, генераторы шагания могут быть активированы магнитной и эпидуральной электрической стимуляцией спинного мозга в области поясничного утолщения, либо вибрационным воздействием на мышцы конечностей. Необходимо провести оценку эффективности подобных стимулирующих воздействий, регистрируя электрическую активность мышц и кинематику движений нижних конечностей. В связи с этим *тренажёр должен обеспечивать в заданном режиме электрическую стимуляцию спинного мозга. Сигналы начала/конца, интенсивности, частоты каждого воздействия должны быть доступны для дальнейшего анализа. Кроме того, для выполнения исследований тренажёр должен обеспечивать возможность реализации шагательных движений ног, должен иметь средства для стимуляции и регистрации реакций испытуемого и, дополнительно, - иметь возможности для необходимых изменений положений испытуемого на спине, вертикально и на боку с вывеской его ног (для их освобождения от действия сил тяжести).*

5. Важным моментом тренажёрного оснащения является его программное обеспечение. Заметим, что требования к нему с точки зрения врача и исследователя не идентичны (или даже противоречивы). Для врача *требуется максимально простое интегральное представление информации и средств управления воздействием на пациента.* При этом предполагается максимальное отчуждение процесса приема, фильтрации и содержательной обработки данных в закрытой для произвольных изменений программной системе. Для исследователя требуется иметь возможность доступа к исходной информации для её анализа и, в случае необходимости, для изменения алгоритма, *- система должна быть открытой для изменений, но с контролем их непротиворечивости и процедурами возврата предыдущих версий.* Удовлетворение этих противоречивых требований достижимо стандартными средствами ограничения и предоставления прав доступа к программным модулям и элементам памяти системы.

Особенности тренажёрных конструкций для реабилитации спинальных больных

Как было сказано, важной характеристикой биотренажёра, предназначенного для борьбы с атрофией мышц ног и последующей реабилитации паралича является возможность управления силовыми опорными воздействиями на стопы ног пациента в процессе имитации ходьбы. В медицинской практике сравнительно часто ассистентам приходится вручную прижимать стопы пациента к опорной поверхности (см. рис. 1). Это связано с тем, что в наиболее популярных для медицинского использования тренажёрах с бегущей дорожкой, даже снабжённых средствами изменения в процессе шага силы подвеса пациента, тем не менее, невозможно больному самостоятельно осуществлять движения переноса и опоры ног из-за опасности подворачивания парализованных стоп.



Ручные операции терапии параплегии
в больнице г. Сургут
(<http://kmi-prostor.ru/index.php/videokatalog/37-dokumentalnye/102-lokomat-v-surgute>)



Полуручные операции на тренажёре Lokomat..
Справа - устройство регулирования силы
подвеса (<http://www.hocoma.com/en/about-us/media-center/media-images/>)

Рис. 1 Ручные операции формирования переноса ног и их опорного прижатия

Наиболее известным тренажёром типа бегущей дорожки, широко используемым для лечения нижних конечностей параплегиков, является тренажёр Lokomat, уже много лет производимый швейцарской фирмой Hocoma (Швейцария). Понимая проблему автоматизации процесса переноса и постановки ног в опору с имитацией силы веса, в 2011 г фирма Hocoma предложила мехатронное решение (рис.2), в котором выпускаемый ею тренажёр Lokomat®Nanos оснащён экзоскелетным устройством управления движениями бедра, голени и голеностопа в ритме шагания подвешенного пациента по ленте тредбана [14].



Рис. 2. Механизмы физиологически правильного паттерна движения ног и голеностопа в процессе шагания по ленте тредбана
(Lokomat - <http://www.hocoma.com/en/about-us/media-center/media-images/>)

В этом случае тактильная стимуляция рецепторов стопы в процессе движения с учётом требуемых вариаций параметров их нагружения силами давления на стопу и длины шага регулируется совместной работой экзоскелетона и устройства управляемого изменения высоты подвеса пациента.

Вместе с тем, следует заметить, что традиционная конструктивная схема бегущей дорожки для реализации шагательных движений ног оказывается не всегда пригодной для формирования требуемого мехатронного биотренажёра. Одной из причин этого является её сложность и высокая стоимость. Другим недостатком конструкции этого типа является возможность её использования лишь на достаточно поздних стадиях лечения и реабилитации, когда больной уже достаточно оправился после травмы. Вместе с тем хорошо известна важность стимуляции опорно-двигательного аппарата ног именно в первые дни болезни. Это необходимо, как было отмечено, для предотвращения возможного апоптоза нервных клеток и атрофии мышц ног лежащего больного. Поэтому в последнее время наряду с тренажёрами-тредбанами стала развиваться и использоваться более перспективная конструктивная схема тренажёра-кровати.

Тренажёры кроватного типа

Тренажёры кроватного типа удобны тем, что они приспособлены для лежачего положения больного и, вместе с тем, они могут быть механически подняты в наклонное или вертикальное положение для получения нужного положения пациента относительно сил тяжести. Это обстоятельство заметно облегчает выполнение разных стадий лечения с выполнением операций надёжного прикрепления больного к тренажёру и с облегчением эмоционального состояния больного при постепенном переходе к его вертикальному положению. Именно с этими обстоятельствами связана и описываемая ниже разработка тренажёра-кровати.

Наиболее известными биомеханическими тренажёрами кроватного типа являются разработанный в прежние годы в Болгарии тренажёр для лечения травм колена ноги человека [15], раздвижная поднимаемая кровать DRX-9000 фирмы Axiom Worldwide [16], используемая для спинальной декомпрессии, и описанная ниже биомеханическое устройство «Вертикаль» для создания принудительных шагательных движений, созданная в ИППИ РАН совместно с ЦКБ РАН и ИМех МГУ [9].

На рынке медицинского оборудования имеются тренажёрные кровати с приводными механизмами принудительного шагания и подъёма. Так, упомянутая выше фирма Носото сделала попытку автоматизации выполнения опорной функции парализованной ноги в подъёмно-кроватном варианте [17] (рис. 3). В этом варианте конструкции синергия шагания на месте обеспечивается афферентным сигналом нажатия на стопу больного в процессе выпрямления его коленного сустава «опорной» ноги. Но, вместе с этим, другая «переносная» нога также испытывает постепенно уменьшающееся давление на стопу, в то время как её следовало бы мгновенно освободить и, более того, - нагрузить противоположно направленной силой её примерного веса.

Иными словами, тренажёр-кровать типа Erigo, скорее всего, полезен в областях пассивно-двигательных процедур лечения костно-суставных заболеваний и профилактики ортостатической гипотензии – нарушения регуляции кровяного давления при переходе в вертикальное положение. Для рас-

смаатриваемой проблемы восстановления мышечных усилий и нервно-мозговых процессов у травматических и инсультных больных прежде всего необходима активная тренировка мышечных усилий с сопутствующей тактильной стимуляцией рецепторов стопы в рамках физиологически правильного паттерна (образа) движения ног в процессе шагания. Поэтому используемые в таких тренажёрах средства воздействия на стопу больного представляются достаточно примитивными, и они должны быть усовершенствованы. Требуемое усовершенствование должно заключаться в организации активного управления движением стопы и величиной усилий, прикладываемых к стопе пациента в процессе тренажёрных движений. Эта функция реализуется в описываемом ниже тренажёре кровати «Вертикаль М» в процессе его модернизации (см. ниже).



Рис. 3. Тренажёр-кровать Нокото Erigo с эффектором колена и механизмом нажатия стопы (<http://templatica.net/fixed/sell/plugins/hocoma-erigo>)

О выборе рациональной кинематической схемы кроватьного тренажёра

Необходимо заметить, что на тренажёре кроватьного типа даже в условиях

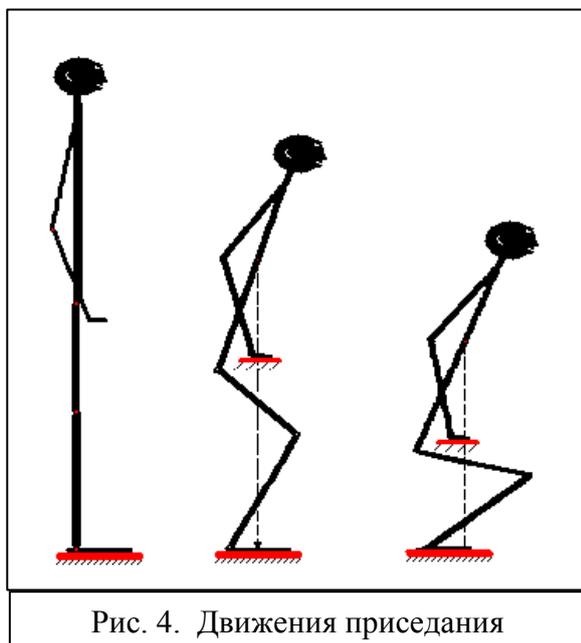


Рис. 4. Движения приседания

его вертикализации невозможно имитировать шаговые движения. Но в принципе такой тренажёр позволяет получить точное формирование силовых афферентных реакций стоп человека в движениях его приседания-вставания. На рисунке 4 приведена схема действующих сил в режиме приседания-вставания. Смещение сил опорных реакций вдоль стопы в процессе приседания-вставания может оказаться хорошим афферентным стимулом для формирования структур нервной сети не только управления мышечным аппаратом, но, возможно, и механизмов поддержания позы.

Однако такое движение нельзя выполнить без синергии поддержания равновесия путём нагибания корпуса. Это обстоятельство диктует необходимость изменения кинематической схемы поднимаемого кроватьного ложа так, как показано на рисунке 5.

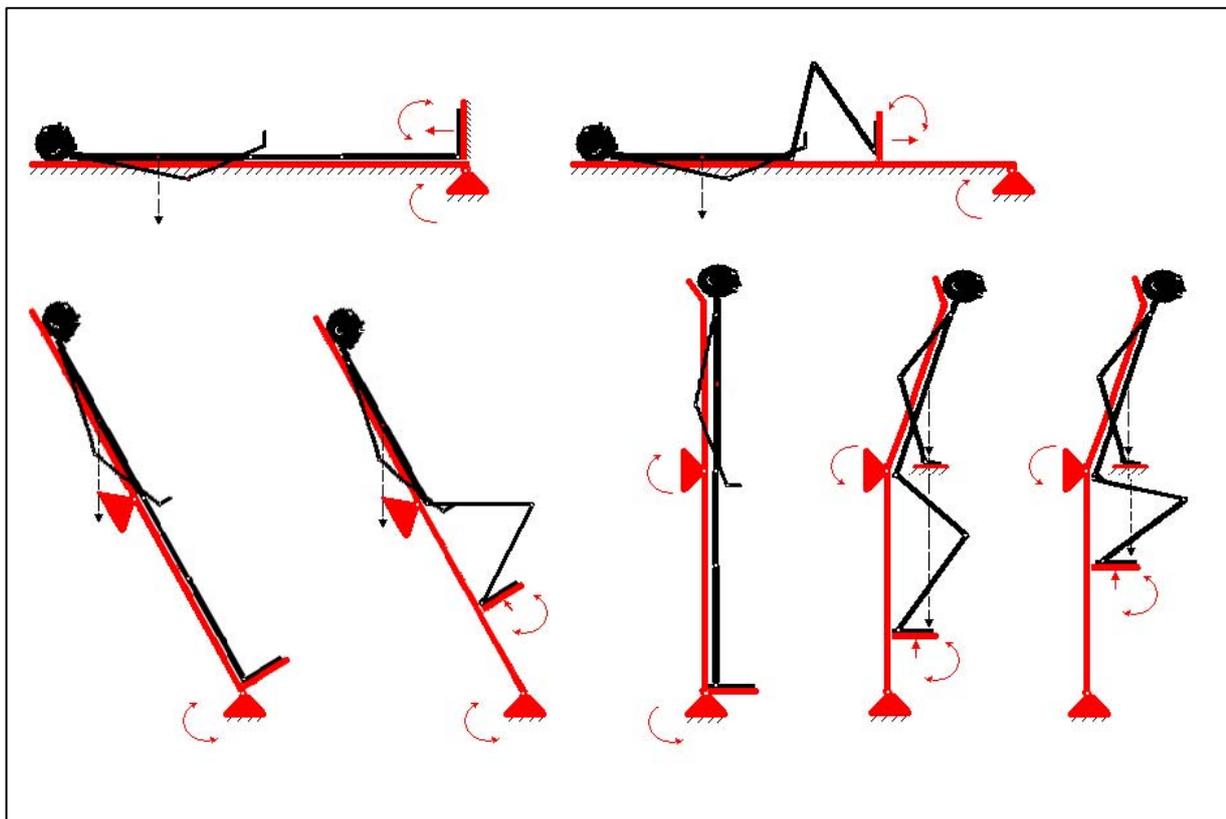


Рис. 5. Желательные степени подвижности модифицированной кровати-тренажёра

На этом рисунке число стрелок показывает число активных степеней подвижности кинематической схемы, задействованных при разных режимах

работы. Легко видеть, что в отличие от известных кинематических схем кровати-тренажера с механизмом её вертикализации (5 степеней подвижности и 3 двигателя у Nocomo Ergo и 5 степеней подвижности и 2 двигателя у «Вертикали») в такой кинематической схеме предусмотрено 6 степеней подвижности и 5 двигателей. В тренажёре-кроватьи с такой развитой кинематической схемой требуется обеспечить синхронное управление пятью двигателями для формирования правильных ощущений человека в режимах приседания и вставания.

Тренажёр-полукровать с подвесом ног

Совсем иная схема тренажёра-кроватьи требуется для выполнения физиологических экспериментов со здоровыми испытуемыми.

Для целей исследования устройства физиологических механизмов шагательных движений у человека В.С. Гурфинкелем с соавторами был разработан оригинальный способ разгрузки ног испытуемого от сил гравитации путём его горизонтального подвеса в позиции лёжа на боку [5] (рис.6). Этот способ, исключая действие сил тяжести, позволяет фиксировать рефлекторные движения ног испытуемого в ответ на те или иные стимулы.

В настоящее время такой тренажёр широко используется для исследования способов принудительной активации шагательных движений (рисунок 7) в Великолукской академии физической культуры и спорта [18]. Здесь был создан, по видимому, лучший и наиболее востребованный отечественный исследовательский тренажёр-полукровать с максимальным набором мультисенсорных и мультиэффекторных средств. На рисунке 7 показан пример использования этого тренажёра в процессе физиологических экспериментов для формирования методов и средств стимуляции нервной системы человека.

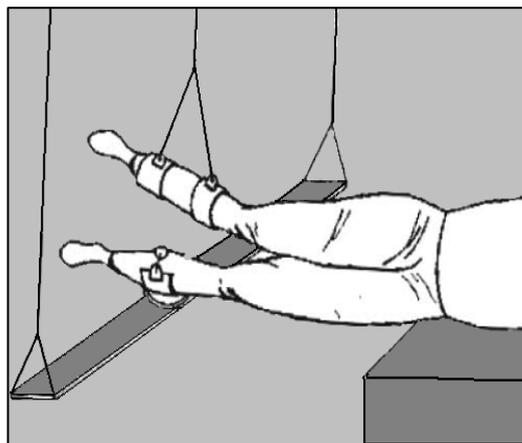


Рис. 6. Кинематическая схема экспериментального тренажёра

Хотя такая пассивно-подвесная конструкция мало пригодна для реабилитационного тренажёра, где требуется активное управляемое выполнение принудительных движений парализованных ног пациента, тем не менее, опыт оснащения этого тренажёра максимально используется в разработке нового типа тренажёра-полукроватьи, кинематическая схема и конструктивное устройство которого позволяют совместить функции лечебного и исследовательского тренажёров.

Для наиболее полной двигательной стимуляции параплегика в условиях привычного действия сил гравитации в описываемой работе рассмотрим перспективный тип тренажёра-полукроватьи с конструктивным устройством и кинематической схемой, показанными на рисунках 8 и 9. В такой конструкции вместо беговой дорожки и устройства подвеса пациента предполагается использование управляемого активного седла для поддержки пациента и

двенадцатистепенного манипулятора для формирования требуемого движения его ног. Как уже было сказано, в этом варианте конструкции тренажёра допустимо его использование и для бокового расположения испытуемого с пассивным подвесом его ног.



Рис. 7. Общий вид экспериментального тренажёра в Великолукской академии физкультуры и спорта во время экспериментов летом 2011 г.

Реабилитационно-исследовательский тренажёр-полукровать

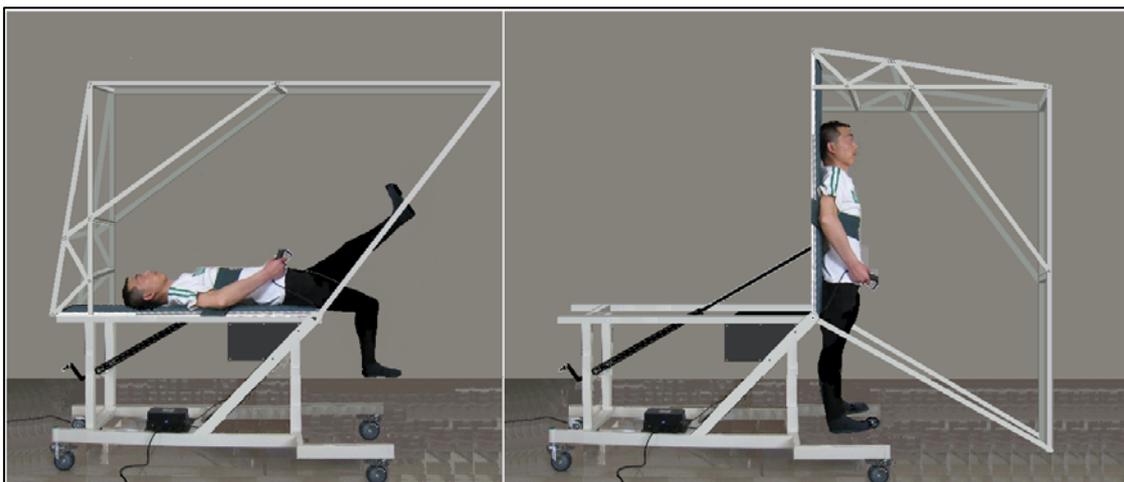
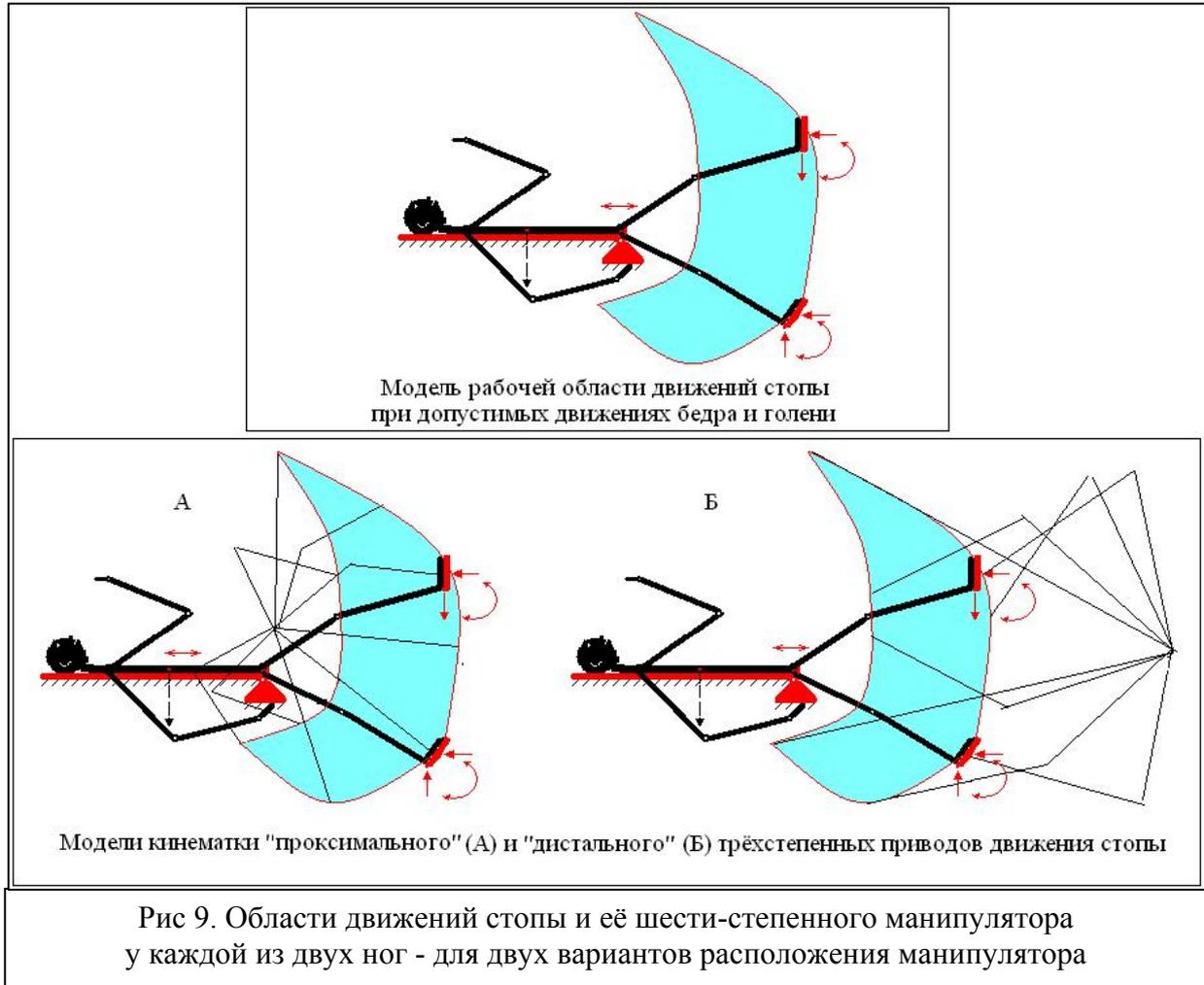


Рис. 8. Конфигурации «Лёжа» и «Стоя» тренажёра-полукровати

Наибольшие конструктивные проблемы здесь возникают в связи с размещением манипулятора ног. Из рис. 9 видно более целесообразное проксимальное расположение манипулятора в районе седла или ног пациента. При этом, уменьшением размеров рабочей области движения ног (сверху - допустимой высоты подъёма ног и слева - глубины приседания) легко переместить центр манипулирования в область района седла пациента



Развитая конструктивная схема современного мехатронного биотренажёра содержит следующие обязательные части:

1. Элементы механики и управления приводных систем двигателей тренажёра.
2. Датчики силы, линейных и угловых перемещений элементов конструкции тренажёра.
3. Электронное оборудование с программным обеспечением средств управления движениями тренажёра.
4. Программное обеспечение интерфейсных средств пациента, врача и исследователя.
5. Средства формирования давления на стопы ног в процессе опорной фазы цикла шага.
6. Устройство подвеса парализованного пациента.
7. Управляемые элементы для принудительного формирования в цикле шага движений сгибания – разгибания суставов бедра, голени и стопы ног.
8. Датчики позы и физиологических параметров пациента.

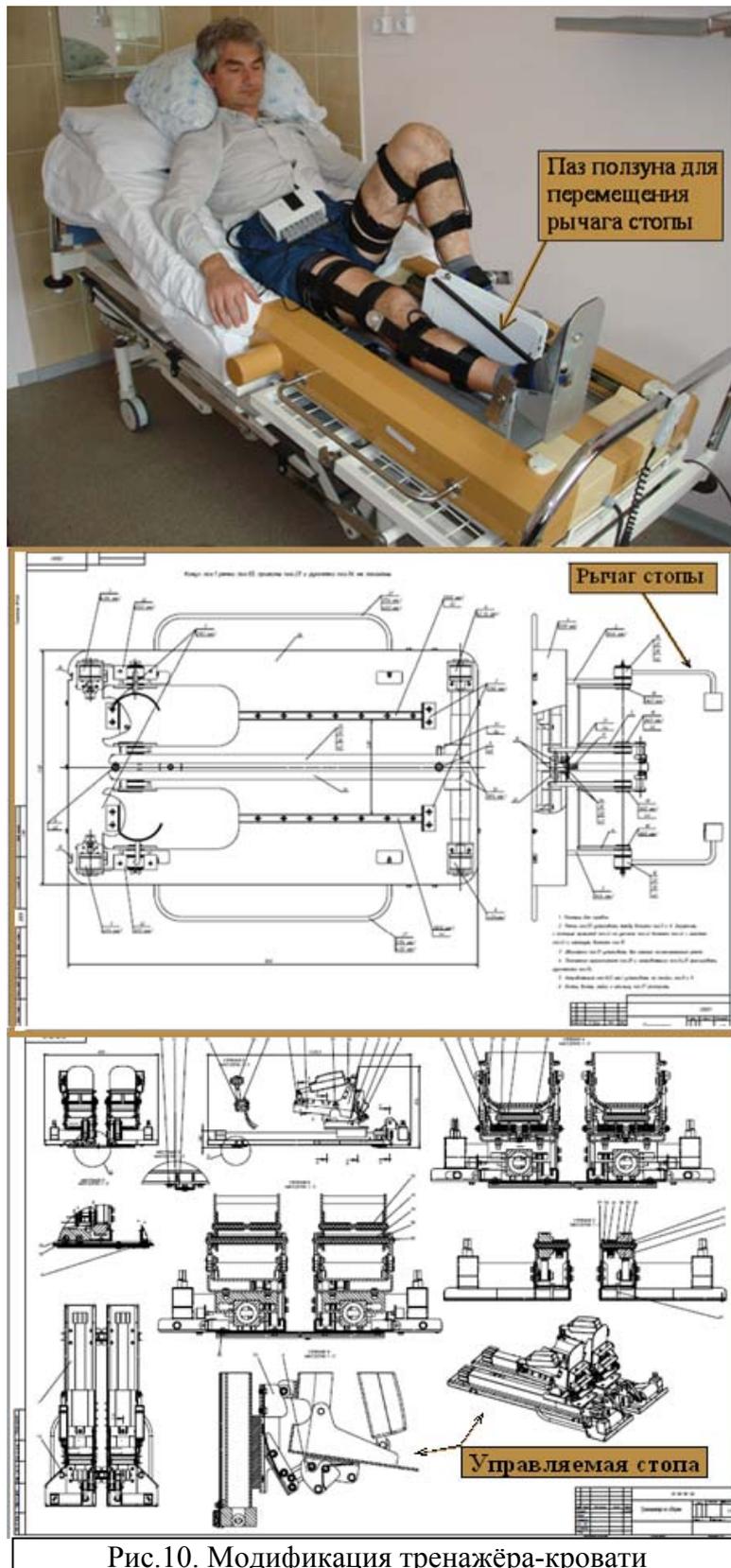
Элементы механики и управления приводных систем двигателей тренажёра

Эти элементы рассмотрены ниже применительно к задачам модификации тренажёра «Вертикаль», выполняемых в рамках проекта РФФИ офи-м. В этом тренажёре подъем из горизонтального положения в наклонное осуществляется стандартными средствами функциональной медицинской кровати, на которую устанавливается разработанное устройство. В исходной конструкции "Вертикали" были предусмотрены приводы для движения двух кареток вперед-назад, в которых закрепляются упорные площадки для стоп пациента (см. рис. 10). В устройстве каждой упорной площадки был предусмотрен рычаг для её поворачивания в тыльном направлении (носком на себя) в процессе движения каретки вперед с выпрямлением ноги пациента. На этапе 2011 г. выполнения проекта для обеспечения работ в ИФ им. И.П. Павлова РАН была изготовлена модифицированная модель мехатронного биотренажёра кроватного типа. В модифицированном варианте новой "Вертикали" вместо рычагов добавлены два специальных привода программируемого поворота стопы. Таким образом, в устройстве для перемещения ног модифицированной кровати-тренажёре предусмотрены 4 управляемых двигателя, в то время как в исходной конструкции "Вертикали" у каждой ноги был только один двигатель для 2-х степеней подвижности (каретка-Кром).того, в новой "Вертикали" предусмотрена возможность использования дополнительного устройства для перемещения рук пациента, связанного с движением его ног через общую программу управления. В настоящее время прорабатывается два возможных варианта исполнения кинематической схемы движения рук: один вариант предусматривает вертикальное движение кисти, второй – горизонтальное. Характеристики приводов новой кровати-тренажёра были выбраны, исходя из следующих соображений:

Двигатели каретки и стопы должны обеспечивать движение кареток в пределах 20 - 60 см со скоростью до 1 м/с и развиваемой силой до 400Н. В каждом из четырёх двигателей предусмотрены датчик положения, скорости и приложенной силы. В этих предположениях выбраны бесколлекторные двигатели Maxon EC-60 № 167132 мощностью 400 Вт, номинальным током 9,4 А и номинальным напряжением 48 В. С учётом допустимого кратковременного форсирования двигателя, ток в его обмотках может достигать 19 А. Таким образом, было необходимо построить усилитель мощности на напряжение не менее 50 В и ток не менее 20 А.

В настоящее время используется два способа измерения силы привода, из которых в дальнейшем будет выбран один, дающий лучший результат. В первом способе используется тензометрический датчик силы на выходе редуктора. Второй способ основан на использовании паспортных характеристик двигателя, описывающих момент на валу двигателя как функцию приложенного напряжения и текущей угловой скорости. В системе управления двигателями применён описываемый ниже алгоритм ограничения сил, прикладываемых к ногам пациента в процессе движения. В

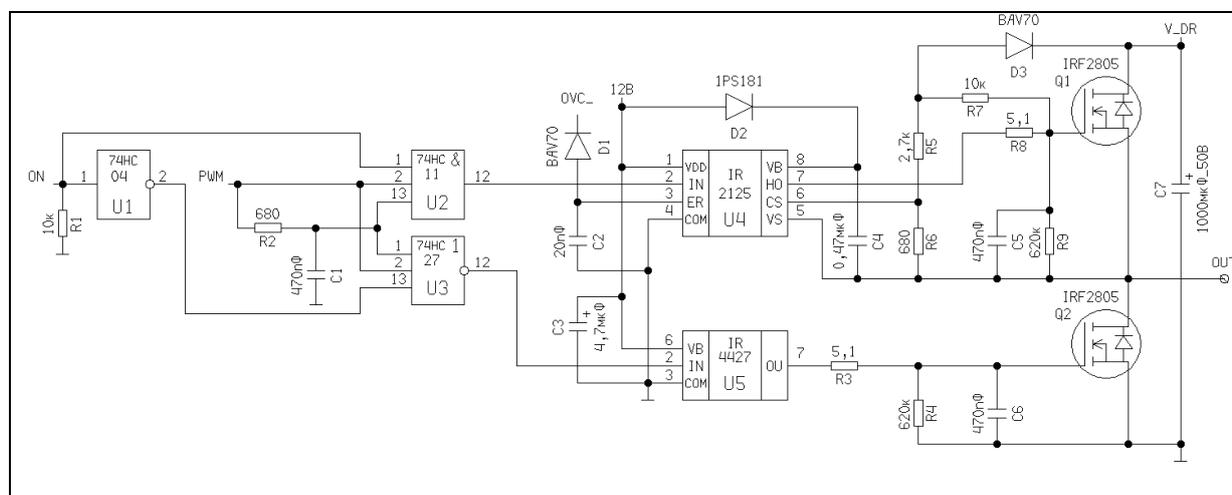
качестве датчиков положения применены датчик Холла на валу двигателя и потенциометр на выходном валу редуктора.



Микропроцессор системы. Требования, которым должен удовлетворять микропроцессор системы управления приводами были выбраны, исходя из следующих условий. Связь микропроцессорной системы управления с управляющим компьютером ориентирована на канал USB (в настоящее

время на рынке присутствуют микропроцессоры, в составе периферийных устройств которых имеется модуль USB). Для оценки необходимой тактовой частоты процессора должна быть выбрана задача управления приводами, требующая наибольших ресурсов. Такой задачей, безусловно, является задача переключения напряжения на обмотках бесколлекторного двигателя. Например, двигатель Махон ЕС-90 имеет 12 полюсов, 3 обмотки и номинальную частоту вращения около 50 об/с. Это означает, что при номинальной скорости вращения необходимо переключать напряжение на обмотках двигателя с частотой не менее 3,6 кГц. Для реализации плавного вращения двигателя может потребоваться достаточно сложный алгоритм вычисления напряжения, занимающий несколько сотен тактов процессора, кроме того, и более частое переключение. Оценка приводит к тактовой частоте процессора порядка 5 МГц. Если один процессор будет управлять двумя двигателями, то с учётом необходимости выполнять и другие задачи, тактовая частота процессора должна быть не ниже 15 МГц. Всем этим требованиям удовлетворяют микропроцессоры фирмы Texas Instruments серии MSP430F55xx, обладающими малым энергопотреблением. Для управления двумя бесколлекторными двигателями, а также для создания внутреннего интерфейса I²C и функций ввода/вывода, был выбран относительно недорогой (около 200 руб.) и доступный на российском рынке процессор MSP430F5529.

С точки зрения схемных решений, основную задачу представляет создание усилителя мощности. Удобными исполнительными элементами для токов порядка 20 А и напряжений 50 В являются транзисторы MOSFET. Признанным лидером в изготовлении таких транзисторов и драйверов для синхронизации управления затворами этих транзисторов является компания International Rectifier. Исходя из упомянутых требований, были выбраны транзисторы IRF2805, имеющие сопротивление открытого канала 4,7 мОм, и драйверы верхнего плеча IR2125, снабжённые схемой токовой защиты. На рис.11 приведена принципиальная схема одного канала усилителя мощности.



C1, R2 создаёт задержку между выключением одного транзистора и включением второго порядка 200 нс. Конденсаторы C5 и C6 уменьшают величину помехи при переключении транзисторов. Цепь R7, D3, R5 и R6 создаёт защиту от перегрузки по току. При выбранных величинах сопротивлений защита срабатывает, когда напряжение на открытом транзисторе Q1 превышает приблизительно 0,55 В, что соответствует току транзистора превышающему 100 А. Поскольку допустимый постоянный ток для транзисторов IRF2508 составляет 135 А, а импульсный – 700 А, то такая схема эффективно защищает выходные транзисторы от перегрузки по току. Выходные цепи (обмотки двигателей) защищаются от перегрузки программными средствами, за счёт подачи напряжения на обмотки, согласованного с текущей скоростью вращения ротора. Принципиальные схемы для плат управления приводами, рассчитанной на подключение двух бесколлекторных двигателей, приведены на рис. 12, 13, 14.

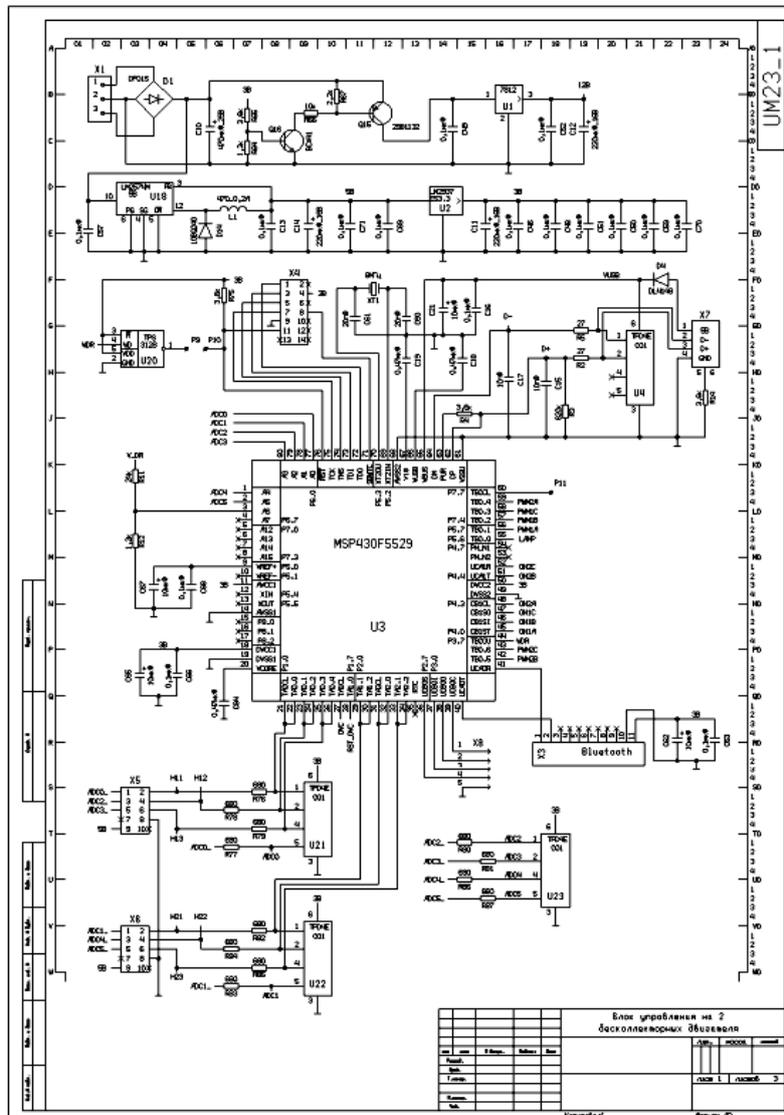


Рис. 12. Блок управления двигателями в составе тренажёра-кровати.

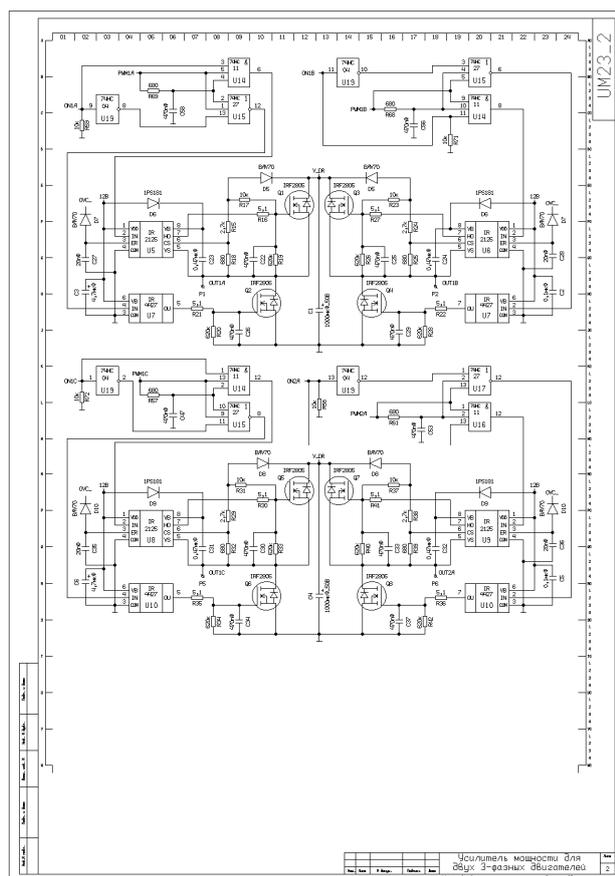


Рис.13. Усилитель мощности двух 3-фазных бесколлекторных двигателей (плата 1)

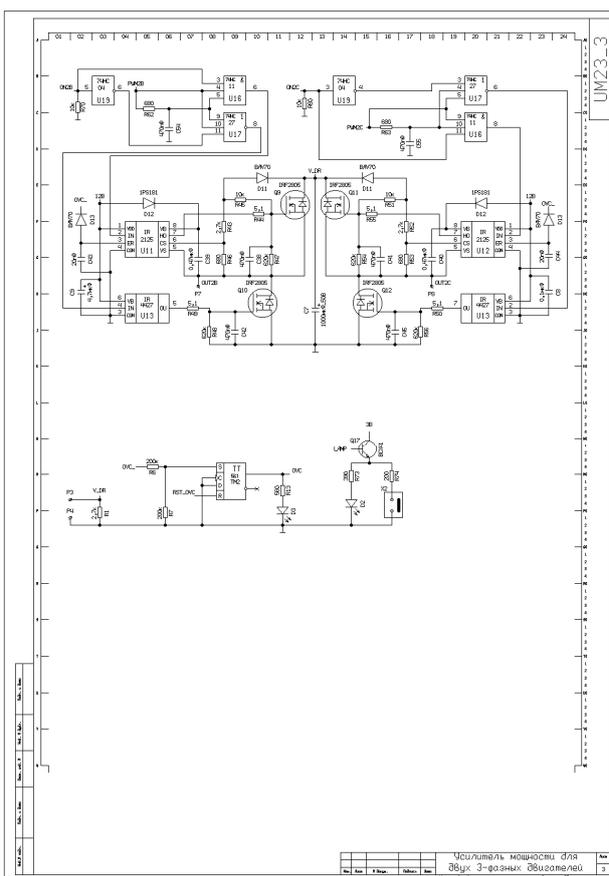


Рис.14. Усилитель мощности двух 3-фазных бесколлекторных двигателей (плата 2)

Пример архитектуры и блок-схемы программного обеспечения тренажёра.

Программное обеспечение любого мехатронного тренажёра предполагает решение двух классов задач. К первому классу относится управление двигателями в реальном времени и с учётом требований интерфейса тренажёр-пациент: необходимо обеспечить плавное управление движением рук и ног с регулируемыми и безопасными параметрами податливости. Должна быть предусмотрена возможность регулировки глобальных параметров движения: амплитуды, темпа, фазовых соотношений работы различных устройств, входящих в состав комплекса. Механизмы, перемещающие конечности пациента, должны немедленно реагировать на болезненные изменения состояний пациента. Например, следует ожидать появление непроизвольного сильного напряжения мышц конечностей пациента (их "спастичности" или иначе - "спастики"). Такое состояние возникает из-за нарушения баланса управляющих сигналов в нервных путях мышц-антагонистов дифференциального мышечного механизма управления в суставах конечностей.

Упомянутые требования должны быть учтены при создании специализированной микропроцессорной системы управления двигателями. Ниже этот класс задач обсуждается на примере программы «Вертикаль двигателя» в составе программного обеспечения тренажёра-кровати «Вертикаль».

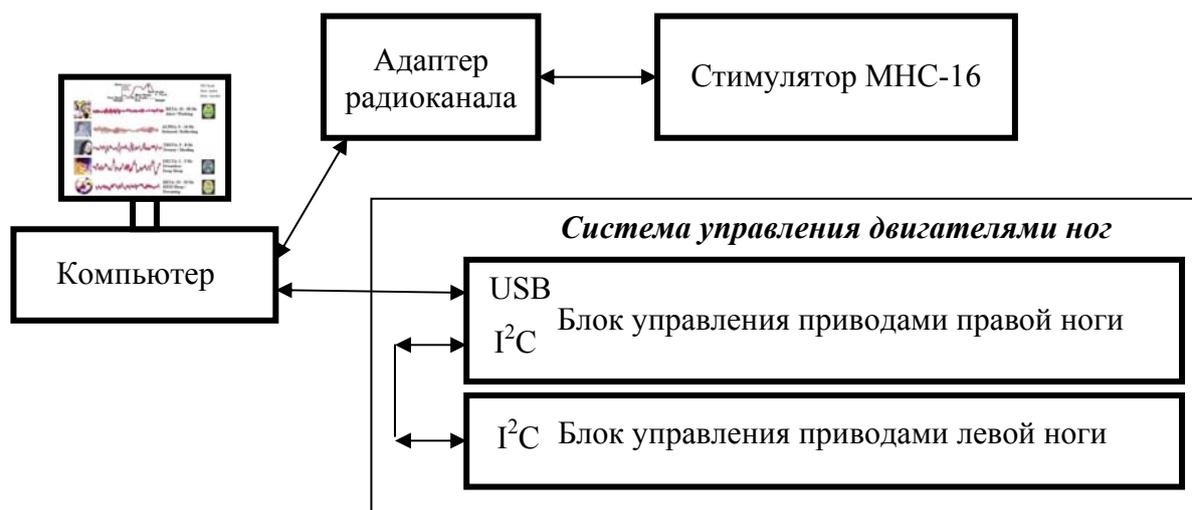


Рис. 15. Программные средства системы управления тренажёра-кровати.

Второй класс задач связан с интерфейсом взаимодействия оператора (врача, исследователя) с различными частями тренажёра. Оператор должен иметь возможность контролировать работу комплекса, задавать необходимые параметры движения, включать/выключать отдельные компоненты комплекса и работу всего комплекса в целом. Кроме того, необходимо синхронизировать работу отдельных частей комплекса: должны быть соблюдены заданные фазовые соотношения между движением конечностей пациента, а также между движением конечностей и подачей стимулирующего воздействия. Этот класс задач реализован при помощи программы «Вертикаль новая», установленной на компьютере, управляющем работой комплекса. Связь между компьютером и предусмотренным в составе тренажёра мионейростимулятором МНС-16-02 осуществляется при помощи радиоканала, а между компьютером и микропроцессорными системами управления двигателями – при помощи кабеля USB или радиоканала.

Блок-схема системы управления «Вертикаль» приведена на рисунке 15.

Программное обеспечение (ПО) микропроцессоров блоков управления приводами в модифицированной «Вертикали» разработано заново, поскольку оно должно решать новые задачи, не предусмотренные в старом аппарате «Вертикаль», а именно:

- связь с компьютером посредством USB;
- обеспечение управляемой податливости в контурах управления двигателями

Как показано на рисунке 15, система управления приводами состоит из двух блоков. Блок управления приводами правой ноги является ведущим: он принимает сигналы управления от компьютера и формирует программные значения положения и скорости как для приводов правой ноги, так и для приводов левой ноги.

Каждый блок управления формирует напряжение на обмотке соответствующего двигателя по формуле:

$$U = K_p(\alpha_{pr} - \alpha) + K_v(\omega_{pr} - \omega) - K_f F + U_{pr}, \quad (1)$$

где α и α_{pr} , ω и ω_{pr} , U и U_{pr} – текущие и программные значения угла, угло-

вой скорости поворота ротора двигателя и напряжения на обмотке двигателя: $U_{pr} = K_U \omega_{pr}$, здесь K_P , K_V и K_F – постоянные коэффициенты, значения которых задаются верхним уровнем системы управления; K_U – постоянный коэффициент, значение которого определяется параметрами двигателя; F – сила, развиваемая соответствующим приводом.

Ниже на рис.16 представлена блок-схема ПО ведущего блока управления (приводы правой ноги), а на рис.17 – блок-схема ПО ведомого блока управления (приводы двигателей левой ноги).

В этих программах срочные действия, связанные с приёмом/отправкой сообщений, определением текущего состояния (считыванием показаний датчиков) и другие действия, не требующие значительных временных затрат, выполняются соответствующими обработчиками прерываний. Во время выполнения этих подпрограмм другие прерывания запрещены. Выполнение значительного массива вычислений, необходимых на каждом такте работы следящей системы с относительно низкой частотой (200 Гц), происходит в главной подпрограмме «main», при этом прерывания процессора разрешены.

Далее на рис.18 приведена блок-схема программы «Вертикаль новая». Программа написана на языке Паскаль в среде разработки Borland Delphi. ПО включает в себя разработанное ПО управления стимулятором. Модификация ПО стимулятора относится к описанию объектов стимуляции, а именно, к заданию моментов включения и выключения стимуляции при внешнем запуске. Заметим, что ПО микропроцессора стимулятора МНС-16-02 не требует изменений для работы в составе тренажёра-кровати. ПО верхнего уровня содержит также блок задания параметров движения нижних конечностей.

В начале работы программы запускается блок инициализации, который создаёт окно программы и все необходимые интерфейсные элементы. Все интерфейсные элементы создаются в динамическом режиме (они описаны внутри программы), без использования средств создания элементов окна на стадии создания программного проекта кода. Такой подход обладает большей гибкостью и позволяет в дальнейшем включать в программный проект новые программные модули, каждый из которых включает описание всех интерфейсных элементов, необходимых для его работы.

Для управления в режиме реального времени введён обработчик прерываний от таймера. Подпрограмма обработки прерываний принимает сообщения, которые пришли от нижнего уровня системы управления, отображает информацию о состоянии приводов и информацию о состоянии каналов стимуляции. Эта подпрограмма следит, не были ли внесены оператором изменения в параметры работы комплекса, и если такие изменения были, то отправляет запрос на передачу соответствующего сообщения нижнему уровню системы управления. Такая логика передачи сообщений исключает чрезмерно частую модификацию параметров и, тем самым, сокращает число передаваемых сообщений.



Рис. 16. Алгоритм работы блока управления ведущим приводом.



Рис. 17. Алгоритм работы блока управления ведомым приводом.



Рис. 18. Блок-схема программы «Вертикаль новая».

На рис.19 приведен общий вид окна интерфейса оператора управления тренажёром-кроватью «Вертикаль»

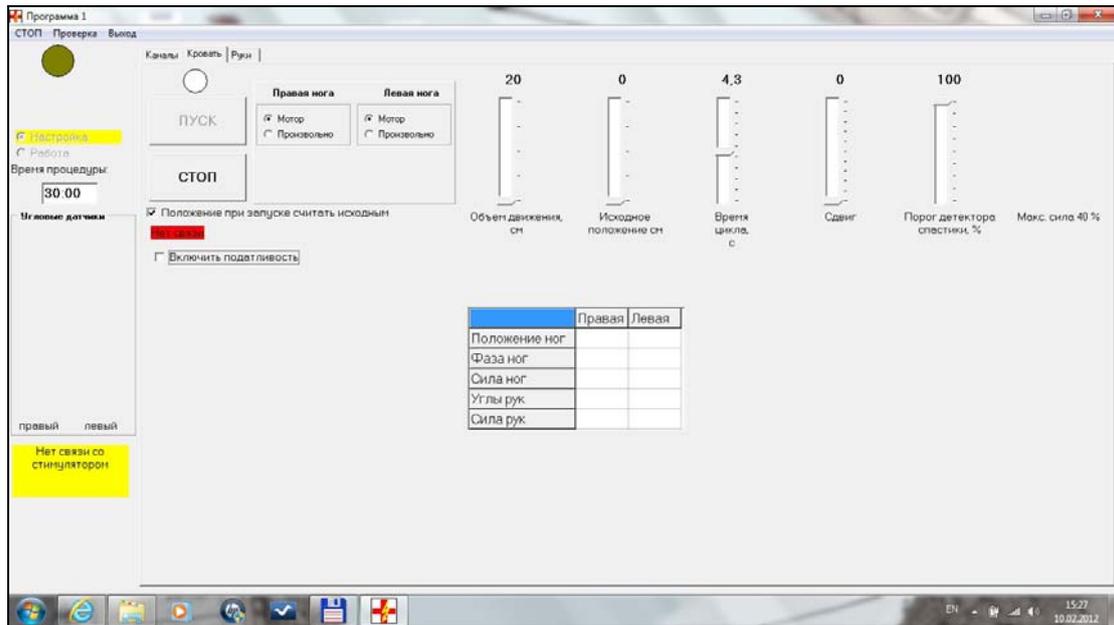


Рис. 19. Интерфейс оператора управления тренажёром-кроватью «Вертикаль».

Программа «вертикаль двигателя» - важный элемент мехатроники тренажёра

Программное обеспечение микропроцессора платы управления приводами ног тренажёра-кроватьи «Вертикаль» является необходимой программой нижнего уровня управления любым мехатронным биотренажёром. Подобные программы позволяют записать в оперативную память процессора желаемую траекторию и закон движения (зависимость положения и скорости от времени движения) рабочего органа тренажёра (в данном случае каретки стоп). В описываемой реализации требуемая траектория представляет собой шаблон параметров, который достаточно записать один раз после включения питания микропроцессора. В процессе управления движением в программе масштабируется заданная траектория по времени и конкретному положению в зависимости от установленных оператором параметров темпа и амплитуды движения.

Предусмотрены два режима движения: «Самостоятельно» и «От мотора». Для каждого из них в темпе реального времени вычисляются напряжения на обмотках двигателей, которые либо минимизируют момент на валу двигателя («Самостоятельно»), либо реализуют алгоритм следящей системы, обеспечивающей близость реального положения каретки к программному. В программе оценивается усилие, развиваемое пациентом, и если это усилие превышает заданную пороговую величину, то включается антиспастический режим, при котором каретка начинает двигаться в противоположном направлении.

Поскольку в тренажёре применяются бесколлекторные двигатели, то необходимо переключать напряжения на обмотках двигателей в зависимости от угла поворота их ротора. Для обеспечения плавности движения в про-

грамме задано синусоидальное изменение напряжения, причём переключения происходят каждые 15 градусов изменения фазы (за один оборот ротора фаза изменяется на $2\pi n$, где n – число полюсов двигателя). Для определения текущей фазы двигателя снабжены датчиками Холла, но эти датчики изменяют состояние при изменении фазы на 60 градусов, поэтому для повышения точности был разработан алгоритм интерполяции, позволяющий оценивать фазу двигателя на интервале между срабатыванием датчика Холла.

Алгоритм работы программы заключается в следующем. Специальная подпрограмма `void init_Timers(void)` инициализирует таймер А, используемый как системный таймер, на выдачу прерываний с частотой 8 кГц. Другой таймер В инициализируется как шестиканальный генератор широтно-импульсного модулирования напряжений (ШИМ). Три его канала используются для питания одного 3-фазного бесколлекторного двигателя и еще три – для питания второго двигателя. Частота таймера В (16 кГц) ровно в два раза выше частоты таймера А, причём, - запрограммирована постоянная задержка между установкой запроса на прерывание от таймера А и передним фронтом всех шести сигналов ШИМ. Эта задержка составляет приблизительно 3 мкс, и она позволяет опросить входные сигналы микропроцессора в условиях минимальной помехи в то время, когда силовые транзисторы усилителя мощности, расположенного на этой плате, не переключаются.

Подпрограмма формирования ШИМ - `void PWM(byte ch, int v)` - вычисляет значения напряжения, которые нужно подавать на обмотку двигателя, в процессе изменения угла поворота его ротора. В зависимости от номера управляемого двигателя (0 или 1) заполняются массивы `Vcos1` или `Vcos2`. Эти массивы используются в подпрограмме обработки прерываний от таймера А при переключении напряжений на обмотках двигателя. Величины, присваиваемые элементам массива, аппроксимируют функцию косинуса с амплитудой, заданной параметром `v`.

Подпрограмма `void peak_msg(void)` обрабатывает сообщения, переданные верхним уровнем системы управления. В каждом сообщении передается номер сообщения, 8 байтов сообщения и контрольная сумма. Если сообщение принято успешно, подпрограмма `peak_msg` посылает подтверждение (сообщение с номером 0). Подпрограмма обрабатывает сообщения с номерами 21 (`data_msg`) и 20 (`ctrl_msg`). Сообщение 21 означает запись очередной точки программной траектории движения ноги в массивы `prog_p` (положение) и `prog_v` (скорость). Сообщение с номером 20 интерпретируется по-разному в зависимости от значения первого байта тела сообщения:

- Если первый байт равен нулю, то подпрограмма выключает усилитель мощности (все силовые транзисторы переводятся в закрытое состояние) и выключает следящую систему (отменяет вызов следящей системы).
- Если первый байт равен единице, то разрешается подача напряжения на обмотки двигателей и включается следящая система в желаемом режиме управления (параметр `ctrl_m` задаёт режим «Самостоятельно» или «От мотора», а параметр `start_m` задаёт режим запуска движения каретки: «Автоматически» или от движения второй каретки).

- Если первый байт равен 2, то устанавливается режим записи программы движения кареток.
- Если первый байт равен 3, то завершается режим записи программы, проверяется контрольная сумма и в случае совпадения устанавливается признак того, что программа записана: prog_OK.
- Если первый байт равен 4, то записываются параметры движения: амплитуда, темп шагов, сдвиг фаз между движением правой и левой ноги, а также максимальная допустимая сила привода.

В подпрограмме GetPosVel вычисляются текущие положения и скорости кареток. Важно отметить, что подпрограмма вызывается каждые 5 мс, что намного короче времени реакций человека. Для определения положения кареток используются два источника: потенциометрические датчики, установленные на выходной оси редуктора, и датчики Холла, установленные внутри двигателя на оси ротора. Аналоговый сигнал от потенциометрических датчиков вводится через аналого-цифровой преобразователь сигналов (АЦП) микропроцессора, однако в этом сигнале присутствует заметный шум. Сигнал датчиков Холла фактически не содержит шумовой составляющей, однако в нем нет информации об абсолютном положении каретки, а только об изменении положения. Поэтому для управления каретками используется величина смещения, вычисленная по показаниям датчика Холла (pos_e), однако это значение корректируется при каждом вызове подпрограммы GetPosVel на одну единицу младшего разряда в зависимости от показаний потенциометрического датчика. Для уменьшения шумовой составляющей, сигнал потенциометра обрабатывается цифровым медианным фильтром с шириной окна 5 (подпрограмма Filtr).

Подпрограмма CheckPhase определяет текущую фазу движения ноги (сгибание или разгибание колена) и при изменении фазы готовит информацию для соответствующего изменения режима стимуляции мышц.

В подпрограмме Timing реализуется логика запуска движения каретки в соответствии с выбранным режимом работы.

В подпрограмме set_control вычисляются напряжения, которые необходимо подавать на двигатели. Если для данной каретки задан режим «Самостоятельно», то устанавливается такое напряжение (зависящее от текущей скорости вращения ротора), при котором ток в обмотках, а следовательно, и момент на валу двигателя, близок к нулю. При заданном режиме «От мотора» вычисляются программные значения положения и скорости в соответствии с записанной в память программой движения. Эти программные значения масштабируются заданными оператором значениями амплитуды и темпа движения ног пациента. Напряжение на двигателе вычисляется по приведённой выше формуле (1), как функция разности между текущими и программными значениями положения и скорости движения каретки.

Полученные значения напряжения на двигателе ограничиваются, во-первых, максимально допустимым значением напряжения, и во-вторых, максимально допустимым значением тока двигателя и, следовательно, развивае-

мым моментом его вала. Опишем алгоритм ограничения тока, важный с точки зрения ограничения момента, приложенного к конечностям пациента.

Электромагнитная постоянная времени для выбранных двигателей составляет приблизительно 1 мс, что можно считать много больше периода ШИМ (1/16 мс) и много меньше характерного времени изменения среднего напряжения на двигателе. В этом случае можно пренебречь индуктивностью обмотки двигателя и считать изменение тока двигателя квазистатическим, тогда

$$U = k\omega + IR, \quad (2)$$

где U – осреднённое с учётом ШИМ действующее напряжение на двигателе, ω – скорость вращения ротора, k – постоянный коэффициент противоэдс, I – ток двигателя, R – сопротивление обмотки. Ограничим ток по модулю величиной I_0 и обозначим $u_0 = I_0 R$. Тогда

$$k\omega - u_0 < U < k\omega + u_0, \quad (3)$$

Зная константу k из паспортных данных двигателя и текущую скорость вращения ротора, можно ограничить величину напряжения по формуле (3). Тогда ток двигателя не превысит по модулю величины I_0 , и будет ограничен момент на валу двигателя. Заметим, что выражение (2) даёт возможность оценить ток двигателя и, следовательно, момент, развиваемый двигателем.

Данные о текущем состоянии приводов и системы управления отправляет на управляющий компьютер подпрограмма `PrepAndSend`.

Подпрограмма `servo` является обработчиком прерываний от таймера А, она вызывается с частотой 8 кГц. В ней опрашиваются показания датчиков Холла и показания потенциометрических датчиков. Подпрограмма устанавливает напряжения на обмотках каждого двигателя в соответствии с заданным подпрограммой `set_control` напряжением на двигателе и текущим значением угла поворота ротора. При вычислении угла поворота ротора проводится экстраполяция по двум последним показаниям датчика Холла. С частотой 200 Гц (на каждом сороковом вызове) подпрограмма `servo` увеличивает значения счетчиков `tact_send`, `tact_servo` и `tact_LED`, которые используются подпрограммой `main` для запуска процедур `PrepAndSend`, `set_control` и ряда других, а также – для переключения светодиода – индикатора рабочего состояния платы управления.

Наконец, подпрограмма `main` проводит необходимую инициализацию регистров микропроцессора и переменных программы, после чего разрешает прерывания и начинает выполнять бесконечный цикл. В цикле опрашиваются счетчики `tact_send`, `tact_servo` и `tact_LED`. Если `tact_servo` отличен от нуля, то запускается один такт управления двигателями – такт следящей системы. При величине `tact_send` большей 24 запускается процедура отправки сообщения верхнему уровню системы управления. Таким образом, следящая система работает с частотой 200 Гц, а передача сообщений верхнему уровню – с частотой 8 Гц.

Средства формирования давления на стопы ног в процессе опорной фазы цикла шага.

Выше была отмечена важность формирования давления на стопы ног в процессе реабилитационной стимуляции организма человека средствами тренажёра. До сих пор описываемые средства формирования давления заключались в использовании упора ног пациента в конструкцию тренажёра под действием двигателей тренажёра или просто под действием сил тяжести пациента. Вместе с тем, как это показано в [6], формирование требуемых сил давления может быть получено компенсатором опорных нагрузок «КОР» в виде специальных надувных стелек, работающих от программатора в режиме выполнения поочерёдного давления на пяточную и плюсовую зоны стоп ног синхронно с опорными фазами шагового цикла ног (рисунок 20).



Рис. 20. Пневматические имитаторы опорных реакций стоп ног в процессе шагания: «КОР 01-Н» (ИМБП) и «КОРВИТ» ООО ВИТ (<http://diasled.ru/korvit>)

Подобный имитатор опорных реакций предполагается использовать в модифицированной конструкции тренажёра-кроватьи «Вертикаль М». При этом в описанное программное обеспечение добавляется блок управления клапанами пневмосистемы, необходимый для обеспечения имитируемых усилий на стопах ног.

Важно отметить, что требуемый динамический диапазон силового управления имитируемыми усилиями ног превышает нагрузку на стопу стоящей ноги. Он определяется хорошо известными в биомеханике безразмерными характеристиками, отнесёнными к весу G человека (около 120% его веса с разрешением 0,1%), требуемого согласования вертикальных сил R нагрузки на стопы попеременно опорных ног в пределах шага одной ноги T (рис. 21) [19].

Выполнение этих требований позволяет организовать компьютерную адаптацию к весу пациента и к лечебному уровню темпа ходьбы. Они позволяют, также, адаптировать тренажёр к возможностям скелетно-мышечной системы пациента путём уменьшения и периодического регулирования величины максимальной нагрузки ног.

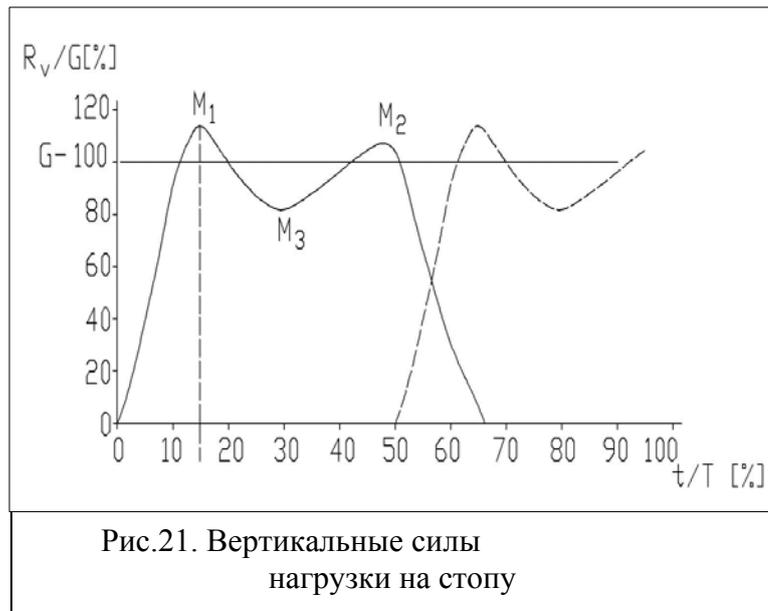


Рис.21. Вертикальные силы нагрузки на стопу

Управляемое средство для формирования сгибания – разгибания голени

В качестве другого - автономного средства формирования афферентации лежащего больного разработан тренажёр голеностопа с миографическим очувствлением стоп и мышц голени, активным управлением сгибания-разгибания голеностопа и с аналогичным показанному выше пневматическим иммитатором опорных реакций (рис. 22) Такой тренажёр является средством исследований методов борьбы с атрофией мышц на ранней стадии лечения – в первые дни после травмы. Принудительные сгибания- разгибания голеностопного сустава ноги, воздействуя на парализованные мышцы через их сухожилия, должны способствовать сохранению и увеличению их кровоснабжения. Сопровождающие эти движения прессые воздействия на стопу (на пяточную область при её движении „от себя“ и на область пальцев при вытягивании стопы) с помощью пневматических подушек (рис.23), расположенных под вкладышем тренажёра с ногой в нём, формируя тактильные афферентные сигналы, должны препятствовать процессам апоптоза, вызывающим атрофию мышц.



Рис. 22. Пассивный ортез голеностопа и элементы устройства активного тренажёра



Рис. 23. Пневматические прессовые эффекторы стопы и пневмоклапаны для управления ими

14 электродов миографа, расположенных на внутренней стороне стопы и голени вкладыша тренажёра, предназначены для контроля состояния мышц не полностью парализованной ноги. Количество сенсоров и их типов в тренажёре может быть увеличено до 22 – по числу входов используемого аналого-цифрового преобразователя.

Сенсорные средства для регистрации физиологических параметров пациента и стимуляционные средства биомехатронного тренажёра

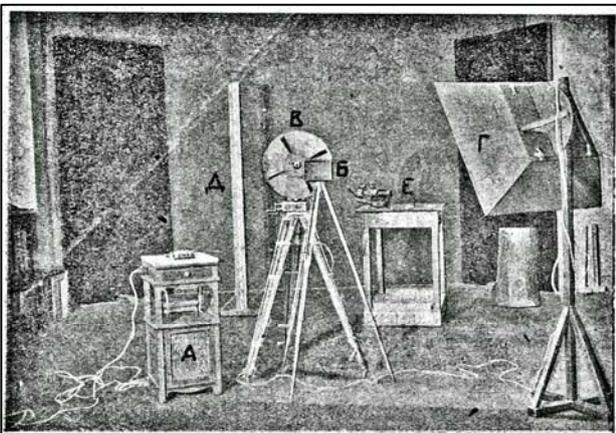


Рис. 68. Лабораторная установка циклографической съёмки (сооружено было автором в ЦИТ'е).
 А—распределительный электрический столик, где сосредоточено все управление съёмки.
 Б—фотографическая камера.
 В—вращающийся затвор с 4 прорезами.
 Г—осветитель в 1000 свечей.
 Д—сантиметровый масштаб.
 Е—верстак для испытуемого.

Рис. 24. Первая отечественная система фотофиксации движений человека - из книги Н.А.Бернштейна «Биомеханика для инструкторов (Лекции на курсах инструкторов Промышленного Экономическ. Отд. Москпрофобра)» «Новая Москва», 1926, 184 с.

В приведённых выше примерах проблемы мехатроники были ограничены стандартными решениями простейших задач управления движением электрических и гидравлических приводных механизмов медицинской техники. В таких чисто эффекторных тренажёрных системах отсутствуют и в связи с этим требуют развития научные составляющие, связанные с проблемами автоматизации мультимодального и мульти-сенсорного взаимодействия мехатронного устройства с телом пациента.

Один из первых шагов в этом направлении у нас в стране сделал в 20х годах 20-го века известный биомеханик Н.М. Бернштейн, развивший изучение движений человека методами циклофотограмм (рис. 24).

Эти направления в настоящее время получили бурное развитие за рубежом, где активно создаются средства оцувствлённого биоуправления - по сигналам, получаемым от организма пациента. Одним из направления таких работ, важных для развития био-

мехатроники, является создание техники детектирования сигналов электрического сопротивления кожи или электроэнцефалограммы EEG мозга с передачей их в компьютер для анализа по радиоканалу Bluetooth на расстоянии до 10 м и по RF-каналу - до 600 м. [20]. Ярким примером развития современной медицинской биомехатроники служит неинвазивный экзоскелетон для протезных и терапевтических целей лечения послеинсультного паралича руки «MyOMO»e100NeuroRobotic System фирмы Myomo (<http://www.myomo.com/>), управляемый электрическими сигналами мышц, снимаемыми с кожи пациента и преобразуемыми в требуемые сигналы двигателей. Другим примером подобного мехатронного устройства, управляемого «сигналами мозга», и продаваемого за \$1500 для тех же целей облегчения послеинсультного паралича ноги, является легкий ножной экзоскелетон «HAL» ("Hybrid assistive limb") японской фирмы Cyberdyne.

Современное развитие подобных биомехатронных сенсорно-эффекторных средств, активно используемых в медицине США, привело к появлению нового научно-технического направления «Нейророботика», развиваемого, в частности, в Японии и в ряде университетов США.

У нас в стране биомехатроника в указанном смысле получила большое развитие в Великолукской академии физической культуры и спорта (см. выше рисунок 7 и рисунки 25, 26), где для проведения исследований, благодаря усилиям ректора Академии профессора Р.М. Городничева, развит [18] богатый комплекс мультимодального и мультисенсорного взаимодействия мехатронного устройства с телом испытуемого, включающий:

- Электрический стимулятор, позволяющий выполнять поверхностную (накожную) электростимуляцию спинного мозга в одиночном режиме и в режиме ритмической стимуляции от 1 до 40 гц, с силой тока от 1 до 80 mA.
- Магнитный стимулятор «Magstim Rapid 2», позволяющий выполнять магнитную стимуляцию спинного мозга испытуемого в одиночном режиме и в режиме ритмической стимуляции от 1 до 30 Гц с силой магнитного импульса от 0 до 2 Тл.
- Вибростимулятор, включающий 4 виброцилиндра и блок управления, позволяющий производить вибростимуляцию нижних конечностей с частотой от ~15 до ~40 Гц и амплитудой от 1 до 3 мм. Регулировка частоты и амплитуды производится совместно и плавно.
- Программно-аппаратный комплекс «Mega Win» позволяющий производить миографию мышц по 8 каналам одновременно, с частотой до 2 кГц. Блок миографа оснащён внутренним АЦП и соединяется с компьютером посредством USB кабеля. Поставляемая с миографом компьютерная программа «Mega Win» позволяет производить запись и статистическую обработку получаемых миограмм.
- Система 3D видеорегистрации и видеоанализа «Qualisis», включающая 8 видеокамер, персональный компьютер и пакет программ, позволяющих производить видеозапись, анализ записанных данных и построение модели снимаемого объекта или движения.



Рис. 25. Зрительное очувствление стенда ВЛГАФК.



Рис. 26. Магнитная стимуляция, миография и КОР.
На заднем плане – ректор ВЛГАФК Р.М. Городничев.

Приведенные примеры определяют пути реализации биомехатронных тренажёров для проведения физиологических экспериментов и лечения людей с нарушениями двигательной активности нижних конечностей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Петров К.Б., Иванчин Д.М. Патофизиологические основы комплексной реабилитации при травматической болезни спинного мозга (по данным мировой литературы). //Вертеброневрология, № 3-4, 2005, с. 70-81
2. Dimitrijevic M., Gerasimenko Yu., Pinter M. Evidence for a spinal central pattern generator in humans // Ann. NY Acad. Sci. 1998. V. 860. P. 360.
3. Yu. P. Gerasimenko, V. D. Avelev, O. A. Nikitin, and I. A. Lavrov, "Initiation of locomotor activity in spinal cats in conditions of epidural stimulation of the spinal cord," //Ros. Fiziol. Zh. im. I. M. Sechenova, 87, No. 9, 1164–1170 (2001)
4. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С., Казенников О.В., Селионов В.А. Существует ли генератор шагательных движений у человека? // Физиология человека. 1998. Т. 24. № 3. С. 42.
5. Selionov V.A., Ivanenko Y.P., Solopova I.A., Gurfinkel V.S. Tonic central and sensory stimuli facilitate involuntary air stepping in humans // J. Neurophysiol. 2009. V. 101. P. 2847.
6. 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.
7. Мошонкина Т.Р., Гилерович Е.Г., Федорова Е.А., Авелев В.Д., Герасименко Ю.П., Отеллин В.А. Морфо-функциональные основы восстановления локомоторных движений у крыс с полной перерезкой спинного мозга. //Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 2004, т.138. №8. с.225-229.
8. Е.Г.Гилерович, Т.Р. Мошонкина, Е.А.Федорова, Т.Т. Шишко, Н.В.Павлова, Ю.П. Герасименко, В.А.Отеллин. Морфо-функциональная характеристика поясничного утолщения спинного мозга крысы. Морфология. 2007, N5, стр33-37.
9. Применение функциональной электромиостимуляции в восстановительном лечении. ИП-ПИ РАН, ЦКБ РАН: <http://www.iitp.ru/ru/science/works/414.htm>
10. Авторский центр здоровья доктора Блюма. Пять классов авторских тренажёров и приспособлений. <http://www.doctorblum.ru/technics/equipment/>
11. Яковлев Н.Н. Химия движения: Молекулярные основы мышечной деятельности. Л.: Наука, 1983, 191с.
12. Harkema S, Gerasimenko Y, Hodes J, Burdick J, Angeli C, Chen Y, Ferreira C, Willhite A, Rejc E, Grossman RG, Edgerton VR. //Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia: a case study. Lancet 377:1938-1947, 2011.
13. Американские врачи сумели поставить парализованного человека на ноги. // Служба МедНовостей MedPortal.ru
14. Hocoma launches a new version of its established gait training device LokomatPro http://www.hocoma.com/en/news-events/news/newsdetail/hocoma-lanciert-eine-neue-version-des-erfolgreichen-gangroboters-lokmatpro/049afe28c8ab4bbd927863a17f6ab472/?tx_ttnews%5BbackPid%5D=1
15. Mitutsova L. Biomechanical control of the rehabilitation of a knee joint after trauma. // Proceed. of Conf. "Biomechanics of Man '96", Prague, 1996, 131-134.
16. Машина для спинальной декомпрессии. <http://www.cure-back-pain.org/DRX-9000.html>
17. Тренажёр Hocoma Erigo. <http://templatica.net/fixed/sell/plugins/hocoma-erigo>
18. Городничев Р.М., Мачуева Е.Н., Пивоварова Е.А., Семенов Д.В., Иванов С.М., Савохин А.А., Эджертон Р., Герасименко Ю. П. Новый способ активации генераторов шагательных движений у человека. //Физиология человека, 2010, том 36, № 6, с. 95–103
19. 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. // Препринты ИПМ им. М.В. Келдыша, 2011. № 38. 32 с.
20. Электронные ресурсы: <http://www.physorg.com/news130152277.html>, <http://news.bbc.co.uk/2/hi/science/nature/3502194.stm>