

Раздел VI. Медицинская робототехника

УДК 004.942+004.896

А.В. Бахшиев, Е.Ю. Смирнова, П.Е. Мусиенко

МЕТОДИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМ ПОДДЕРЖАНИЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ УСТОЙЧИВОСТИ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С НЕЙРОМОТОРНЫМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ*

В настоящее время существенно увеличилось число пациентов с вертебро-спинальной патологией (травмы спинного мозга, инсульты, рассеянный склероз и др.). Полная или частичная утрата подвижности часто сопровождается утратой функции поддержания равновесия, что значительно затрудняет реабилитацию. Существуют технические реабилитационные системы, в частности на основе экзоскелетов. Такие системы осуществляют полную или частичную замену утраченной функции (например, хождения), а также используются для тренировки выполнения корректных движений. Однако они не позволяют проводить одновременную реабилитацию функции поддержания равновесия и подвижности, что значительно снижает качество лечения. В работе представлено описание алгоритмического обеспечения проекта по разработке экзобалансера: экзоскелета, одновременно обеспечивающего тренировку локомоторной функции и поддержания равновесия при реабилитации людей с ограниченной подвижностью вследствие нейромоторных заболеваний. Реализация такой системы позволит существенно повысить качество реабилитации. В работе рассмотрены этапы создания такой системы, ее состав и выполняемые ею реабилитационные задачи. Предложен вариант архитектуры системы управления экзобалансером на основе когнитивных моделей искусственных нейронных сетей. Основной идеей является создание нейронной сети, замкнутой на среду через эффекторы на базе заимствования информации о нейронных структурах с известной морфологией и функцией, и построение их моделей. Предложен вариант такой структуры, в котором можно выделить иерархические сети, отвечающие за обобщение сенсорной информации, запоминание и последующее воспроизведение моторных навыков, и сети, отвечающие за рефлекторную деятельность. Подробно рассмотрены уровни нейронной сети моторной памяти. В основу такой сети положена биоподобная модель нейрона с возможностью детального описания структуры дендритного и синаптического аппарата. Представлены результаты экспериментов на моделях по запоминанию и воспроизведению согласованного положения элементами исполнительный системы экзобалансера.

Экзобалансер; экзоскелет; нейронные сети; управление движением; ограниченная подвижность; поддержание устойчивости; равновесие; нейрореабилитация.

A.V. Bakhshiev, E.Yu. Smirnova, P.E. Musienko

METHODOLOGICAL BASES OF EXOBALANCER DESIGN FOR REHABILITATION OF PEOPLE WITH LIMITED MOBILITY AND IMPAIRED BALANCE MAINTENANCE

Currently, the problems of limited mobility persons rehabilitation are very relevant (the limited mobility occurs due to spinal injuries and spinal cord injuries, stroke and other neuromotor diseases). The loss of mobility, inability to maintain body weight and balance, etc. causes numer-

* Работа проводилась за счет гранта РФФИ (грант № 14-15-00788).

ous somatic disorders, contributes to the progression of urological, venous, cardiovascular disorders. Existing neurorehabilitation systems designed to compensate movement disorders, are based on passive springy support, balancing mechanisms, or force control, which generate vertical forces at the level of the trunk while driving on the treadmill belt. Diseases and injuries of the brain and spinal cord are often accompanied by disturbances of postural and locomotor functions. To restore the active movement in space there are needed neurorehabilitation activities, aimed at both components of physical activity. Allocation of these sub-functions is of great importance to assess violations and subsequent locomotor neurorehabilitation. Conceptually, neurorehabilitation systems should act as a neuroprosthesis acting both on the motor (propulsion) properties, and the ability to maintain balance. We describe the algorithmic structure of the project to develop containment system of dynamic balance stabilization (exobalancer). The system should ensure the neurorehabilitation of people with limited mobility and impaired balance maintenance, which occur due to neuromotor disorders. The reflex pathways and structure of spinal neural network control system underlying the control of movements and balance are discussed.

Exobalancer; exoskeleton; neural network; motor control; neuromotor disorders; balance control; neurorehabilitation.

Введение. В обычной жизни при стоянии, ходьбе, целенаправленных движениях человек постоянно поддерживает позу тела, оптимальную для равновесия. Любые отклонения от основной позы тела приводят к постуральным (корректирующим позу) реакциям, в результате которых исходная поза восстанавливается. Поддержание устойчивости позы тела является жизненно важной функцией и при ее нарушении больной человек теряет способность к активному передвижению в пространстве и полноценной жизни.

В настоящее время очень остро стоят проблемы реабилитации людей с ограниченной подвижностью вследствие травм позвоночника и спинного мозга, инсультов и других нейромоторных заболеваний. Утрата способностей к передвижению, поддержанию веса тела и устойчивости вызывает многочисленные соматические нарушения, способствует прогрессированию урологических, трофических, сердечно-сосудистых расстройств. Это снижает продолжительность и качество жизни инвалидов, приводит к огромным государственным затратам на их лечение и дополнительный уход. К сожалению, вертебро-спинальная патология становится всё более частой в медицинской практике. Количество таких пациентов в мире ежегодно увеличивается, составляя более 2,5 миллионов [1]. По сводным данным спинальный травматизм за последние 70 лет возрос более чем в 200 раз. В первую очередь, это актуально для системы здравоохранения крупных городов, где довольно частыми причинами инвалидизации являются дорожно-транспортные происшествия. На сегодняшний день многие вопросы ведения таких больных в клиниках остаются открытыми. Это в полной мере относится к двигательной реабилитации. С целью улучшения качества жизни, медицинской помощи, создания условий для увеличения свободы перемещения инвалидов в социальной среде требуется развитие новых эффективных технологий восстановления нарушенной функции равновесия при стоянии и активном передвижении в пространстве. Важнейшим аспектом является необходимость одновременной тренировки функций ходьбы и поддержания равновесия, что может значительно увеличить эффективность реабилитационных мероприятий.

Анализ проблемы. Существующие нейрореабилитационные системы, разработанные для компенсации двигательных нарушений, основываются на пассивной пружинящей опоре, уравновешивающих механизмах или управлении по усилию, которые генерируют вертикальные силы на уровне туловища во время движения по ленте тредбана [2]. Такие системы осуществляют полную или частичную замену утраченной функции (например, ходьбы), а также используются для тренировки выполнения конкретных движений. Одним из общепринятых в мировых клини-

ках подходов нейрореабилитации является система тренировки функции ходьбы в роботизированном ортопедическом аппарате «Локомат» (Носота, Швейцария). Эта система обеспечивает движения в сагиттальной плоскости и поддержку веса тела в вертикальном положении, тогда как для тренировки нормальной локомоции необходимы точная регулировка движения туловища практически во всех направлениях [3]. Заболевания и травмы головного и спинного мозга часто сопровождаются нарушением постуральной и локомоторной функций. Для восстановления активного передвижения в пространстве необходимы нейрореабилитационные мероприятия, направленные на обе составляющие двигательной активности. Выделение этих подфункций имеет большое значение для оценки нарушений и последующей двигательной нейрореабилитации [4]. Концептуально, нейрореабилитационные системы должны выступать в качестве нейропротеза, воздействующего как на двигательные (пропульсивные) свойства, так и на способности поддержания равновесия.

Применяемые в настоящее время нейрореабилитационные системы не позволяют проводить одновременную реабилитацию функции поддержания равновесия и подвижности, что значительно снижает качество лечения. Обычно в системах «экзоскелетного» типа необходимо наличие дополнительных костылей либо внешних систем поддержания устойчивости. В обоих случаях не обеспечивается одновременная тренировка функции ходьбы и поддержания устойчивости.

Постановка задачи. Решением этой проблемы является создание *Экзобалансера (exobalancer)*, устройства, которое сможет взять на себя функцию поддержания равновесия, при этом дав возможность человеку постепенно обучаться держать его самостоятельно, корректируя критические отклонения от нормального движения.

Экзобалансер должен представлять собой «экзоскелетную» систему поддержания равновесия при стоянии и локомоции, опционально совмещенную с функциональной электростимуляцией мышц. Такие системы способны решать задачи, которые можно разбить на следующие группы:

1. Усиление коррекций контроля положения тела в пространстве и ослабленной функции поддержания веса тела у пожилых людей и пациентов с заболеваниями, сопровождающимися дискоординацией моторной активности, гипотонией и атрофией мышц (паркинсонизм, инсульты, рассеянный склероз, боковой амиотрофический склероз, детский церебральный паралич, артрогриппоз и др.).
2. Замена утраченной функции при ее полном нарушении вследствие тяжелой вертебральной травмы (поддержание равновесия при стоянии и локомоции в разных условиях, целенаправленных движениях по команде, при супервизорном управлении).
3. Восстановление в ходе тренировок утраченной функции поддержания веса (использование нейропластичности нейронных сетей и возможности их переобучения после травмы). Такая нейрореабилитация может осуществляться в различных режимах:
 - 3.1. Регулярные двигательные тренировки посредством задания опорно-двигательному аппарату требуемого согласованного движения внешним экзоскелетом, полного или частичного замещения функции поддержания равновесия этим устройством.
 - 3.2. Обучение движению и поддержанию равновесия через согласованную активацию требуемых групп мышц внешними стимулирующими устройствами.

Из сказанного выше следует, что задача создания средств реабилитации людей с ограниченной подвижностью разделяется на 2 подзадачи: создание «жесткой» и «мягкой» систем управления движением.

Жесткая система – это экзоскелет в классическом понимании этого слова, позволяющий полностью или частично брать на себя утраченные функции человека. Реализация этого направления позволит выполнять задачи в пп. 1, 2, 3.1, о которых было сказано ранее;

Мягкая система – это комплекс миостимуляторов и системы управления для функциональной электростимуляции специфических мышц конечностей и туловища, обеспечивающих баланс в различных статических и динамических двигательных актах. Реализация этого направления позволит решать задачу в пп. 1, 3.2.

Независимое решение каждой из этих задач позволит создать новые средства реабилитации людей с повреждениями опорно-двигательного аппарата. Комплексная система, объединяющая эти решения, выведет процесс реабилитации на новый уровень, существенно упростив его процедуру и снизив требования к персоналу.

Разработка экзобалансера с описанными выше требованиями требует разработки комплекта алгоритмов, которые можно разбить на следующие группы:

1. Разработка математической модели экзоскелета и модели мышечного аппарата управления скелетом человека.
2. Нейрофизиологические и модельные математические эксперименты по выяснению рефлекторных и нейронных механизмов контроля равновесия при стоянии и передвижении.
3. Разработка алгоритмов управления движением и поддержания устойчивости экзоскелета при возмущающих воздействиях внешних сил, во время локомоции в разных условиях обычной жизни (по ровной и наклонной поверхностям, по прямой и изогнутой траектории, при преодолении препятствий, перемещении по лестнице).
4. Разработка алгоритмов фазной стимуляции (оптимальных паттернов активации) специфических мышц туловища и конечностей при тех же двигательных задачах, что и в п. 3.

Методической базой для создания экзобалансера является формализация понятия ходьбы, как автоматизированного двигательного акта, осуществляющегося в результате координированной деятельности скелетных мышц туловища и конечностей [5]. При ходьбе, как и при других видах локомоторного движения, перемещение тела в пространстве происходит благодаря взаимодействию внутренних (сокращение мышц) и внешних (масса тела, сопротивление опорной поверхности и др.) сил. По причине этого, ходьба и её основной элемент – шаг – могут быть описаны в терминах механики. Естественными ограничениями, которые необходимо учесть при внешнем задании, являются параметры человека, описывающие допустимые взаимные положения продольных осей смежных сегментов конечности (межзвенные углы). Характерной особенностью этих углов является стабильная периодичность. В норме диапазон изменения угла составляет: в тазобедренном суставе 26–30°; в коленном суставе в опорный период шага 12–15°; в переносный период – 55–62°; в голеностопном суставе подошвенное сгибание равно 17–20°; тыльное – 8–10°; в плюснефаланговом суставе имеется тыльное сгибание при переносе 10–12°, при опоре происходит выпрямление до 0°, при заднем толчке снова происходит сгибание до 10–12°.

Взаимодействие идущего человека с опорной поверхностью характеризуется силовыми факторами, называемые главным вектором и главным моментом сил реакции опоры. Согласно данным биомеханики [6], человеческая ходьба представ-

ляет собой взаимодействие между колебанием двух подвешенных маятников. В фазе переноса конечности работает маятник «тазобедренный сустав – центр силы тяжести ноги», в фазе опоры – обратный маятник «центр вращения ноги под ступней – центр тяжести всего тела», причём последнее выполняется с помощью виртуальной пружины в области голеностопного сустава для продвижения центра тяжести тела по его траектории. Необходимым условием равновесия при ходьбе является следующее: траектория общего центра тяжести тела проходит непосредственно над площадью опоры. При естественной ходьбе используются также повороты тазового и плечевого пояса относительно друг друга, однако осевое скручивание туловища имеет относительный минимум порядка 3–4 градусов при скорости примерно 1 м/с и эта скорость определена как «энергически оптимальная» для всего тела. На этой скорости движениями туловища в первом приближении можно пренебречь.

Движение отдельных звеньев свободной ноги здорового человека (бедро, голени и стопы) определяется сокращением мышц и механической инерцией. Последовательное вовлечение мышц в работу и точная координация их сокращений при нормальной ходьбе обеспечиваются головным и спинным мозгом. С точки зрения нейронального механизма, ходьба представляет собой автоматизированный цепной рефлекс, в котором афферентная импульсация, сопровождающая каждый предыдущий элемент движения, служит сигналом для начала следующего. При нарушении функционирования ЦНС сокращение мышц может быть заменено поворотами шарниров экзобалансера, а задающее воздействие может быть как запрограммированным извне, так и полученным от нервной системы пациента при помощи нейрокомпьютерного интерфейса.

Разработка алгоритмов управления движением функциональных элементов экзоскелета. Основными подходами при разработке управления сложными системами, помимо классических подходов теории автоматического управления, являются решения на основе нечеткой логики [7], нейроуправления [8] и их комбинации [9, 10].

Искусственные нейронные сети (ИНС) в системе управления экзобалансером могут быть использованы для решения следующих задач:

- ◆ идентификация параметров объекта (как экзобалансера, так и его носителя);
- ◆ создание адаптивных регуляторов;
- ◆ прогнозирование движения экзобалансера и носителя;
- ◆ реализация алгоритмов согласованного управления.

При этом преимуществами создания полностью нейросетевой системы управления являются большая гибкость и адаптивные свойства. Также в рамках такой системы проще реализовывать алгоритмы движения, исследуемые в нейрофизиологических экспериментах.

Далее будет рассмотрен возможный вариант архитектуры системы управления движением, основанный на применении искусственных нейронных сетей. В основе рассматриваемых сетей лежит модель нейрона, особенностью которой является наличие динамики в преобразовании вход-выход и возможности описания структуры дендритного и синаптического аппаратов, что позволяет точнее воспроизводить известные биологические нейронные структуры управления движением [11–13]. Нейронные сети на базе такой модели нейрона можно отнести к когнитивным ИНС [14–16].

На рис. 1,а представлен общий вариант нейросетевой системы управления (СУ), воспринимающей информацию от сенсоров и замкнутой на среду через эффекторы [17, 18].

Частная схема, которая будет рассмотрена дальше, показана на рис. 1,б. Здесь под обобщением сенсорных данных понимается процесс запоминания образов, под моторной памятью – возможность системы воспроизводить сложные движения, набору которых система была научена ранее. Блок принятия решения упрощен до блока рефлекторной деятельности, подразумевая, что рефлексы могут быть достаточно сложными.

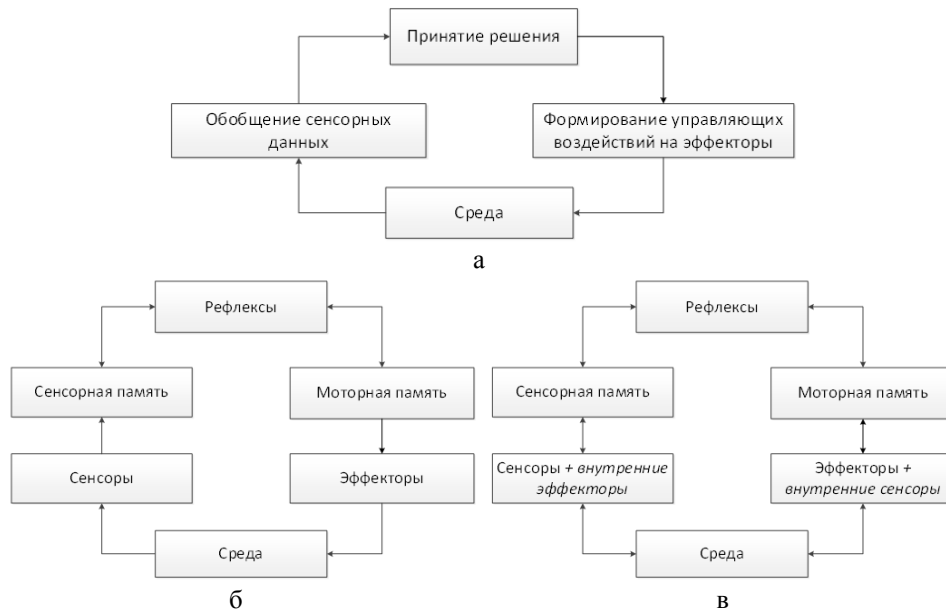


Рис. 1. Описание СУ в терминах памяти и рефлексов: а – общий вид систем управления; б – основная схема СУ; в – уточненная схема СУ

На рис. 1,б сенсоры и эффекторы не взаимодействуют друг с другом явно. Однако на практике они принципиально не всегда разделимы. Мышечное волокно, являющееся эффектором, снабжено набором датчиков, определяющих длину мышцы и развиваемое усилие. На рис. 1,в приведена схема СУ с соответствующим уточнением. Здесь все связи становятся двунаправленными.

На рис. 2 подробно представлены уровни иерархии модели моторной памяти.

Здесь: $y^{(s)}$ – данные о текущем положении объекта управления; $u^{(rcn)}$ – управляющее воздействие на объект; $y^{(rcn)}$ – выходные данные регулятора, описанные ниже; $y^{(a)}$ – вектор выходных значений афферентных нейронов, соответствующий информации с датчиков о текущем положении объекта управления; $y^{(m)}$ – вектор активности мотонейронов, предоставляющий информацию о текущем целевом положении объекта управления; $u^{(pcn1)}$ – вектор управляющих воздействий на регулятор, активирующий необходимые мотонейроны для перехода в новое положение; $y^{(pcn1)}$ – вектор текущего положения элемента исполнительской системы робота из множества заранее обученных возможных положений; $u^{(pcn2)}$ – вектор желаемого положения элемента исполнительской системы робота из множества заранее обученных положений; $y^{(pcn2)}$ – вектор текущего согласованного положения всех элементов робота из множества заранее обученных согласованных положений; $u^{(tcn)}$ – вектор желаемого согласованного положения; $y^{(tcn)}$ – вектор, описывающий текущую выполняемую роботом траекторию движения; $u^{(top)}$ – вектор задания желаемой траектории движения из множества заранее обученных траекторий.

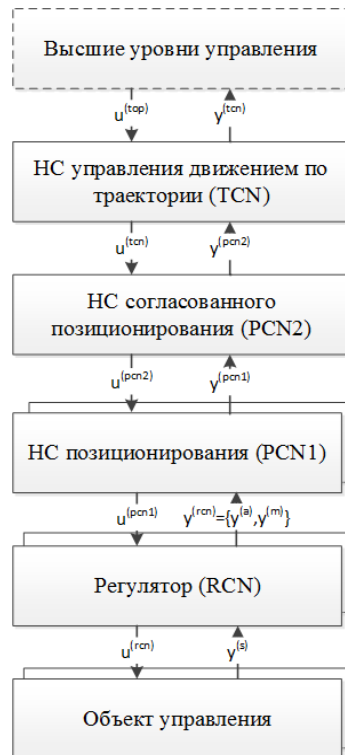


Рис. 2. Структурная схема уровней блока моторной памяти нейросетевой системы управления

Уровень регулятора (regulatory control network – RCN) предоставляет информацию о текущем положении объекта управления (шарнира экзобалансера) и обеспечивает переход в заданное положение. При этом подразумевается, что с точки зрения системы управления имеется конечный набор возможных положений, их число определяется структурой нейронной сети (НС) регулятора [19, 20].

В работе [21] представлено описание нейронной сети позиционирования (position control network – PCN), обеспечивающей согласованное позиционирование элементов исполнительской системы экзобалансера. Эта нейронная сеть представлена на схеме дважды. Сеть PCN1 обеспечивает возможность запоминания и воспроизведения (через управление регулятором) конкретных положений отдельного привода экзобалансера. Сеть PCN2 объединяет набор сетей PCN1 для обеспечения собственно согласованного управления всей исполнительской системой. При этом PCN2 предоставляет возможность запоминать и воспроизводить конечное множество совместных положений всех приводов устройства.

Следующим этапом предполагается разработка нейронной сети управления движением по траектории (trajectory control network – TCN), что позволит на последующих уровнях управления моделировать все более сложные траектории (вводя, по аналогии с PCN, дополнительные уровни: TCN1, TCN2, и т.п.), а затем, абстрагируясь еще больше и добавив информацию от сенсоров (левая часть схемы рис. 1,в), моделировать реакцию робототехнической системы подобно простым условным рефлексам, а впоследствии и все более сложным рефлексам, получаемым как комбинации простых.

В зависимости от применяемых приводов можно исключить из модели на рис. 2 уровень регулятора, например, в тех случаях, когда двигатель имеет собственный регулятор. В этом случае регулятор вырождается в модуль, преобразующий данные с датчиков в нейросетевое представление, и модуль, преобразующий нейросетевое представление о требуемом положении в управляющее воздействие на регулятор. Это является компромиссным решением. В рамках рассматриваемого подхода желательно использовать эффекторы, для которых нейросетевое представление управления будет более естественным.

Исследования на моделях нейронных сетей управления движением. Рассмотрим пример согласованного управления несколькими степенями подвижности с помощью нейросетевых регуляторов (уровни PCN1 и PCN2 на рис. 2). В качестве объекта управления использована модель двухзвенного манипуляционной системы. Каждый регулятор обеспечивает поддержание заданного положения звена в пространстве в своей системе координат. Согласованная работа регуляторов положения звена (PCN1) обеспечивается с помощью сети PCN2, находящейся на следующем уровне системы управления.

Общий вид структуры регулятора, основанного на биоподобной импульсной модели нейрона, представлен на рис. 3. Такой регулятор обеспечивает удержание заданного положения звена. В основе регулятора лежит упрощенная модель нейронной сети спинального уровня управления мышечным сокращением. Весь диапазон возможных положений звена манипулятора разделяется на N сегментов, в каждом из которых считается удержанием заданного положения. При этом угловой размер сегмента фактически является погрешностью позиционирования. Увеличивая число сегментов и соответственно число нейронных сетей управляющих элементов, можно обеспечить все более точное управление. Переход звена в заданный сегмент осуществляется одновременной активацией соответствующего числа управляющих элементов. Постоянное расположение звена в одном из сегментов будем называть текущей пространственной конфигурацией этого звена.

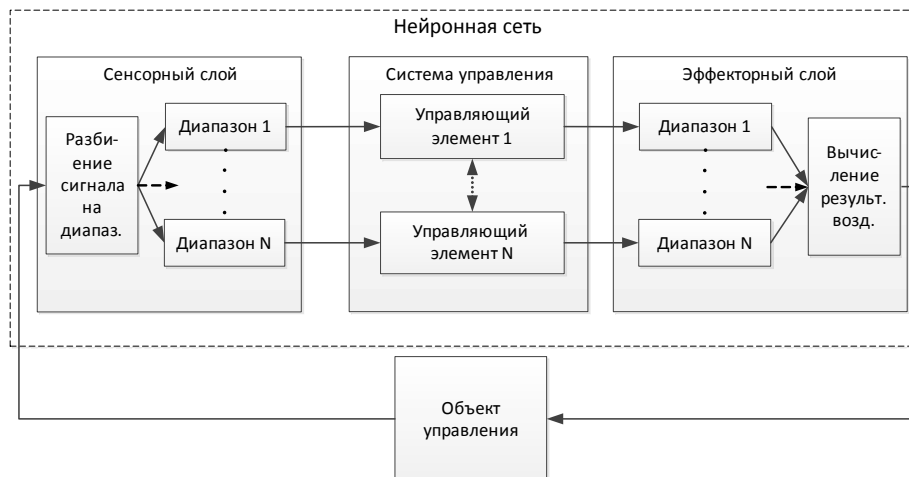


Рис. 3. Функциональная схема нейронной сети регулятора

Было проведено исследование поведения описанного нейросетевого регулятора на примере решения задачи управления моделью двухзвенного манипулятора. Каждый регулятор должен обеспечивать поддержание заданного положения звена в пространстве в своей системе координат.

Как следует из изложенного выше, качество управления зависит, прежде всего, от числа управляющих элементов. Закономерно, что увеличение числа управляющих элементов улучшает управление: снижается амплитуда колебаний (рис. 4,а).

С ростом числа управляющих элементов существенно снижается амплитуда колебаний звена в положении равновесия, но растет время переходного процесса при смене положения звена. Однако рост времени переходного процесса происходит существенно медленнее, чем снижение амплитуды колебаний, таким образом, корректируя результирующее воздействие, можно получить необходимое качество управления (рис. 4,б).

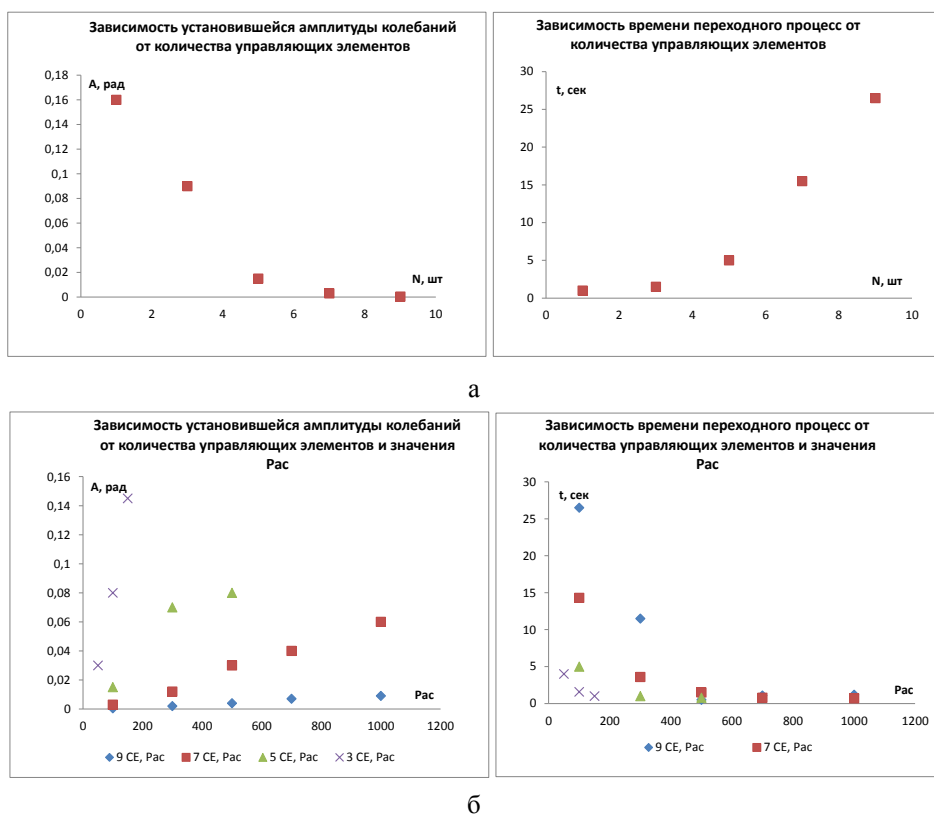


Рис. 4. Результаты исследований настройки регулятора: а – зависимость амплитуды колебаний звена манипулятора и времени переходного процесса от числа управляющих элементов; б – изменение качества управления подстройкой коэффициента управляющего воздействия

Задача запоминания пространственных конфигураций этих звеньев и согласованного управления ими может быть разбита на два этапа.

Первым этапом является обучение уровня управления РСN1. Входом такого уровня являются данные активности управляющих элементов регулятора, которые описывают параметры положения объекта в пространстве. Нисходящим выходом обратно на НС регулятора являются управляющие воздействия, подаваемые на вставочные нейроны, выходная частота которых определяет изменение активности мотонейронов и таким образом меняет положение объекта.

Вторым этапом реализации механизма согласованного управления являлось обучение уровня PCN2, на вход которого поступает информация о текущем положении каждого звена, определяемая активностью нейронов сетей позиционирования отдельных звеньев. Выходные сигналы поступают на управляющие нейроны сетей PCN1 соответствующих звеньев.

Таким образом, например, при управлении несколькими звеньями сеть сможет запоминать взаимное расположение этих звеньев.

Также были обучены нейросети с различным количеством управляющих элементов, в результате чего они научились воспроизводить $N \cdot M$ конфигураций двухзвенной системы, где N и M – количество управляющих элементов в схеме управления первым и вторым звеном соответственно. На рис. 5 приведены примеры обученных и воспроизведённых схем конфигураций положения двухзвенного манипулятора. Тонкими линиями обозначены границы диапазонов управляющих элементов, жирными линиями обозначены звенья манипулятора.

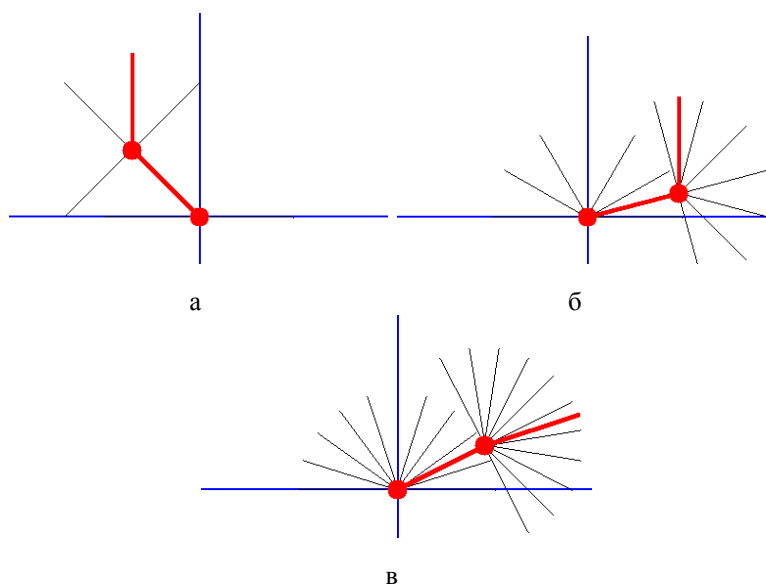


Рис. 5. Одно из обученных положений двухзвенного манипулятора:
а – с одним управляющим элементом в схемах управления звеньями;
б – с тремя управляющими элементами в схемах управления звеньями;
в – с пятью управляющими элементами в схемах управления звеньями

Заключение. Задача создания экзобалансера для реабилитации людей с ограниченной подвижностью требует проведения большого объема исследований и поиска новых решений как в сфере разработки аппаратного, так и в области создания программного обеспечения. В настоящее время ведутся работы по моделированию аппаратного обеспечения экзоскелета, исследования естественных нейронных сетей управления движением и разработка их технических аналогов для наиболее эффективного и естественного решения задачи управления движением экзоскелета.

Одним из подходов к созданию системы управления экзобалансером является применение искусственных нейронных сетей, в частности как для решения задач согласованного управления при выполнении движений, так и для идентификации параметров экзобалансера и его носителя.

Было получено решение задачи согласованного управления несколькими подвижными элементами модели робототехнической системы с помощью нейросетевых регуляторов. Исследования на моделях показали способность нейронной сети позиционирования запоминать и воспроизводить положения элементами исполнительной системы, а также возможность использования аналогичной схемы для реализации более высокого уровня управления в задаче согласованного управления несколькими звеньями.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Thuret S., Moon L.D.F., Gage F.H.* Therapeutic interventions after spinal cord injury // *Nature Reviews Neuroscience*. – 2006. – Vol. 7, No. 8. – P. 628-643.
2. *Frey M. et al.* A novel mechatronic body weight support system // *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* – 2006. – Vol. 14. – P. 311-321.
3. *Winter D.A., MacKinnon C.D., Ruder G.K. & Wieman C.* An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait // *Progress in brain research*. – 1992. – Vol. 97. – P. 359-367.
4. *Dominici N., Keller U., Vallery H., Friedli L., van den Brand R., Starkey M.L., Musienko P., Riener R., Courtine G.* Versatile robotic interface to evaluate, enable and train locomotion and balance after neuromotor disorders // *Nature medicine*. – 2012. – Vol. 18, No. 7. – P. 1142-1147.
5. *Дубровский В.И., Федорова В.Н.* Биомеханика. – М.: Изд-во: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. ISBN: 5-305-00101-3.
6. *Preuschoft H., Witte H., Demes B.* Biomechanical factors that influence overall body shape of large apes and humans // *Topics in Primatology* (ed.S. Matano, R. H. Tuttle, H. Ishida, and M. Goodman). – Vol. 3. – P. 259-289. – Tokyo: University of Tokyo Press, 1992.
7. *Narvydas G., Simutis R. and Raudonis V.* Autonomous mobile robot control using fuzzy logic and genetic algorithm // *IEEE Conference Proceedings, IDAACS, 2007*. – P. 460-464.
8. *Сигеру О.* Нейроуправление и его приложения: пер. с англ. Н.В. Бантина. – М.: ИПРЖР, 2000. – 272 с.
9. *Werbos P.J.* Neurocontrol and fuzzy logic: connections and design // *Int. J. Approximate Reasoning*. – Feb. 1992. – Vol. 6. – P. 185-220.
10. *Ротштейн А.П.* Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткая логика, генетические алгоритмы, нейронные сети. – Винница: УНИВЕРСУМ-Винница, 1999. – 320 с.
11. *Hodgkin A.L., Huxley A.F.* A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve // *J. Physiology*. – 1952. – No. 117. – P. 500-544.
12. *Романов С.П.* Модель нейрона // *Некоторые проблемы биологической кибернетики*. – 1972. – С. 276-282.
13. *Бахшиев А.В.* Перспективы применения моделей биологических нейронных структур в системах управления движением // *Информационно-измерительные и управляющие системы*. – 2011. – № 9. – С. 71-80.
14. *McKinstry J.L., Edelman G.M. u Krichmar J.L.* A cerebellar model for predictive motor control tested in a brain-based device. – Vol. 103 # 9, PNAS, February 28, 2006. – P. 3387-3392.
15. *Hugo de Garis, Chen Shuo, Ben Goertzel, Lian Ruiting.* A world survey of artificial brain projects. Part I: Large-scale brain simulations // *Neurocomputing*. – 2010. – Vol. 74. – P. 3-29.
16. *Goertzel B., Ruiting L., Arel I., Garis H.d. u Shuo C.* A world survey of artificial brain projects, Part II: Biologically inspired cognitive architectures // *Neurocomputing*. – 2010. – Vol. 74. – P. 30-49.
17. *Романов С.П.* Структурное обоснование функции нервной системы как автоматического регулятора // *Нейрокомпьютеры: разработка, применение*. – 2006. – № 7. – С. 54-63.
18. *Романов С.П.* Нейросистемы и современные вычислительные среды // *Нейрокомпьютеры: разработка, применение*. – 2007. – № 6. – С. 96-104.
19. *Бахшиев А.В.* Модель нейрона со структурной адаптацией дендритного аппарата для моделирования естественных нейронных сетей управления движением // *Нейроинформатика, ее приложения и анализ данных: Материалы XVIII Всеросс. семинара, 27-29 сентября 2013 г.* / Под ред. А.Н. Горбаня, Е.М. Миркеса; ИВМ СО РАН. Отв. за вып. Г.М. Садовская. – Красноярск, 2013. – С. 36-43.

20. Бахшиев А.В., Гунделах Ф.В. Исследование биоподобной модели нейронной сети для управления движением робототехнических систем // Робототехника и искусственный интеллект: материалы VI Всероссийской научно-технической конференции с международным участием (г. Железногорск, 13 декабря 2014 г.) / Под науч. ред. В.А. Углева; Сиб. федер. ун-т. – Красноярск: Центр информации, ЦНИ «Монография», 2014. – С. 164-169.
21. Бахшиев А.В., Гунделах Ф.В. Исследование метода запоминания пространственных конфигураций робототехнической системы на нейронных сетях со структурной адаптацией // Робототехника и техническая кибернетика. – 2015. – № 3 (8). – С. 46-51.

REFERENCES

1. Thuret S., Moon L.D.F., Gage F.H. Therapeutic interventions after spinal cord injury, *Nature Reviews Neuroscience*, 2006, Vol. 7, No. 8, pp. 628-643.
2. Frey M. et al. A novel mechatronic body weight support system, *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 2006, Vol. 14, pp. 311-321.
3. Winter D.A., MacKinnon C.D., Ruder G.K. & Wieman C. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait, *Progress in brain research*, 1992, Vol. 97, pp. 359-367.
4. Dominici N., Keller U., Vallery H., Friedli L., van den Brand R., Starkey M.L., Musienko P., Riener R., Courtine G. Versatile robotic interface to evaluate, enable and train locomotion and balance after neuromotor disorders, *Nature medicine*, 2012, Vol. 18, No. 7, pp. 1142-1147.
5. Dubrovskiy V.I., Fedorova V.N. *Biomekhanika [Biomechanics]*. Moscow: Izd-vo: VLADOS-PRESS, 2003. ISBN: 5-305-00101-3.
6. Preuschoft H., Witte H., Demes B. Biomechanical factors that influence overall body shape of large apes and humans, *Topics in Primatology (ed.S. Matano, R. H. Tuttle, H. Ishida, and M. Goodman)*, Vol. 3, pp. 259-289. Tokyo: University of Tokyo Press, 1992.
7. Narvydas G., Simutis R. and Raudonis V. Autonomous mobile robot control using fuzzy logic and genetic algorithm, *IEEE Conference Proceedings, IDAACS, 2007*, pp. 460-464.
8. Sigeru O. *Neyroupravlenie i ego prilozheniya [Nanoprene and its applications]: Translation from English*. N.V. Bantina. Moscow: IPRZhR, 2000, 272 p.
9. Werbos P.J. Neurocontrol and fuzzy logic: connections and design, *Int. J. Approximate Reasoning*, Feb. 1992, Vol. 6, pp. 185-220.
10. Rotshcheyn A.P. *Intellektual'nye tekhnologii identifikatsii: nechetskaya logika, gene-ticheskie algoritmy, neyronnye seti [Intelligent identification technologies: fuzzy logic, genetic algorithms, neural networks]*. Vinnitsa: UNIVERSUM-Vinnitsa, 1999, 320 p.
11. Hodgkin A.L., Huxley A.F. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J. Physiology*, 1952, No. 117, pp. 500-544.
12. Romanov S.P. Model' neyrona [The model neuron], *Nekotorye problemy biologicheskoy kibernetiki [Some Problems of Biological Cybernetics]*, 1972, pp. 276-282.
13. Bakhshev A.V. Perspektivy primeneniya modeley biologicheskikh neyronnykh struktur v sistemakh upravleniya dvizheniem [Prospects of application of models of biological neural structures in the traffic control systems], *Informatsionno-izmeritel'nye i upravlyayushchie sistemy [Information-measuring and Control Systems]*, 2011, No. 9, pp. 71-80.
14. McKinstry J.L., Edelman G.M. u Krichmar J.L. A cerebellar model for predictive motor control tested in a brain-based device, Vol. 103 # 9, PNAS, February 28, 2006, pp. 3387-3392.
15. Hugo de Garis, Chen Shuo, Ben Goertzel, Lian Ruiting. A world survey of artificial brain projects. Part I: Large-scale brain simulations, *Neurocomputing*, 2010, Vol. 74, pp. 3-29.
16. Goertzel B., Ruiting L., Arel I., Garis H.d. u Shuo C. A world survey of artificial brain projects, Part II: Biologically inspired cognitive architectures, *Neurocomputing*, 2010, Vol. 74, pp. 30-49.
17. Romanov S.P. Strukturnoe obosnovanie funktsii nervnoy sistemy kak avtomaticheskogo regul'yatora [Structural substantiation of the function of the nervous system as an automatic controller], *Neyrokomp'yutery: razrabotka, primeneniye [Neurocomputers: Development, Application]*, 2006, No. 7, pp. 54-63.
18. Romanov S.P. Neyrosistemy i sovremennyye vychislitel'nye sredy [Nanosistemy and modern computing environment], *Neyrokomp'yutery: razrabotka, primeneniye [Neurocomputers: Development, Application]*, 2007, No. 6, pp. 96-104.

19. *Bakhshiev A.V. Model' neyrona so strukturnoy adaptatsiey dendritnogo apparata dlya modelirovaniya estestvennykh neyronnykh setey upravleniya dvizheniem* [Model of a neuron with a dendritic structural adaptation of the device to simulate a natural neural network motion control], *Neyroinformatika, ee prilozheniya i analiz dannykh: Materialy XVIII Vseross. seminara, 27-29 sentyabrya 2013 g.* [Narainpur-MATIC, its application and data analysis: Proceedings of the XVIII all-Russian. workshop, 27-29 September 2013], ed. by A.N. Gorbanya, E.M. Mirkesa. Krasnoyarsk, 2013, pp. 36-43.
20. *Bakhshiev A.V., Gundelakh F.V. Issledovanie biopodobnoy modeli neyronnoy seti dlya upravleniya dvizheniem robototekhnicheskikh sistem* [Biosimilar study a neural network model for motion control of robotic systems], *Robototekhnika i iskusstvennyy intellekt: materialy VI Vserossiyskoy nauchno-tekhnicheskoy konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem (g. Zheleznogorsk, 13 dekabrya 2014 g.)* [Robotics and artificial intelligence: proceedings of the VI all-Russian scientific-technical conference with international participation (Zheleznogorsk, December 13, 2014)], ed. by V.A. Ugleva. Krasnoyarsk: Tsentri informatsii, TsNI «Monografiya», 2014, pp. 164-169.
21. *Bakhshiev A.V., Gundelakh F.V. Issledovanie metoda zapominaniya prostranstvennykh konfiguratsiy robototekhnicheskoy sistemy na neyronnykh setyakh so strukturnoy adaptatsiey* [Study of method of memorizing the spatial configurations of the robotic system on neural network with structural adaptation], *Robototekhnika i tekhnicheskaya kibernetika* [Robotics and Technical Cybernetics], 2015, No. 3 (8), pp. 46-51.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н. А.С. Потапов.

Бахшиев Александр Валерьевич – Центральный научно-исследовательский институт робототехники и технической кибернетики; e-mail: alexab@rtc.ru; 194064, Санкт-Петербург, Тихорецкий пр. 21; тел.: +78125520569; старший научный сотрудник.

Смирнова Екатерина Юрьевна – e-mail: eus@rtc.ru; начальник отдела систем технического зрения и управления динамическими объектами.

Мусиенко Павел Евгеньевич – Институт трансляционной биомедицины СПбГУ; e-mail: pol-spb@mail.ru; 199034, Санкт-Петербург, Университетская наб., 7-9; тел.: +79818165060; д.мед.н.; профессор; заведующий лаборатории нейропротезов.

Bakhshiev Aleksandr Valeryevich – Russian State Scientific Center for Robotics and Technical Cybernetics (RTC); e-mail: alexab@rtc.ru; 21, Tikhoretskiy pr., Saint-Petersburg, 194064, Russia; phone: +78125520569; senior researcher.

Smirnova Ekaterina Yurevna – e-mail: eus@rtc.ru; head of department of computer vision systems and dynamical objects control.

Musienko Pavel Evgenievich – Institute of Translation Biomedicine SPBU; e-mail: pol-spb@mail.ru; 7-9, Universitetskaya nab., Saint-Petersburg, 199034, Russia; phone: +79818165060; dr. of med. sc.; professor; head of laboratory of neuroprosthetics.

УДК 681.532.62

В.Ф. Головин, А.Г. Лесков, М.В. Архипов, М.Ю. Рачков, С.Д. Леготин
ОБУЧЕНИЕ РОБОТА ПОКАЗОМ ДВИЖЕНИЯ С УЧЕТОМ
ДЕФОРМИРОВАНИЯ СРЕДЫ

Рассматривается метод обучения показом необходимого движения с деформированием мягких тканей инструментами робота для выполнения приёмов восстановительной медицины. Этот метод является наиболее естественным для ввода в робот данных о необходимых движениях и усилиях. С позиций постановки задачи управления обсуждаются методы управления, учитывающие информацию об усилиях взаимодействия инструмента робота со средой – позиционного, импедансного, позиционно-силового, податливого управ-