

## СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ФИЗИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ТРАВМОЙ СПИННОГО МОЗГА

УДК 612.8

Гумарова Л.Ш., Бодрова Р.А.

ГБОУ ДПО «Казанская государственная медицинская академия» Минздрава России, г. Казань, Россия

## MODERN TECHNOLOGIES OF PHYSICAL REHABILITATION OF PATIENTS WITH SPINAL CORD INJURY

Gumarova L.S., Bodrova R.A.

«Kazan State Medical Academy», Kazan, Russia

### Введение

В мире заболеваемость и распространенность травмы спинного мозга за период с 1950 по 2012 гг. выросла более, чем в тридцать раз [20]. В России по частоте среди всех видов травматических повреждений, позвоночно-спинномозговая травма (ПСМТ) занимает третье место [5]. До 45% пострадавших приходится на работоспособный возраст (20–39 лет) [1]. Ежегодно спинальную травму получают около 8 тыс. человек, из них приблизительно 70–80% остаются инвалидами 1 и 2 групп [6].

Разработка эффективных технологий медицинской реабилитации лиц с травматическими поражениями спинного мозга является актуальной задачей современной нейрохирургии, травматологии и неврологии. Реабилитация при травматической болезни спинного мозга (ТБСМ) должна быть системной, непрерывной и длительной [11].

В восстановлении функций позвоночника (в первую очередь – опорной) решающую роль играет кинезиотерапия [2]. Различные методы лечебной физической культуры (ЛФК) за счет компенсаторных возможностей больного, позволяют в наиболее короткие сроки перевести больного в вертикальное положение, обучить технике ходьбы с ортопедическими приспособлениями и активизировать движения, утраченные в результате травмы [12].

Одним из эффективных методов лечебной гимнастики является механотерапия [2, 8, 9]. Клинические исследования показали, что пассивное движение меняет процессы торможения в центральной нервной системе (ЦНС) и стимулирует осознанное поведение [23]. У пациентов, которые получали пассивные ритмические аппаратные сгибания и разгибания (например, в кистевом суставе), было установлено локальное расторможение корковых областей [27]. У больных со спинномозговой травмой применение моторизованных пассивных велотренировок вызывает нормализацию электрофизиологической активности мотонейронов, снижает уровень спастичности [26]. Более перспективными на этапе ранней реабилитации являются циклические роботизированные пассивно-активные тренировки в комбинации с

вертикализацией на поворотном столе Erigo [7]. При использовании данного метода у пациентов с синдромом неполного моторного перерыва было отмечено снижение спастичности, уменьшение контрактур, стабилизация гемодинамики, увеличение способности к самостоятельной ходьбе [10].

Ходьба по бегущей дорожке с разгрузкой массы тела (Body-Weight-Supported Treadmill Training – BWSTT) по мнению многих исследователей, является одним из главных методов формирования навыка ходьбы, тренировкой целенаправленного, специфического действия [7]. Положение «ходьба тренируется только в ходьбе» подтверждается в многочисленных исследованиях [13, 17]. Данная технология позволяет соответствующим центрам спинного мозга, стволу мозга и супраспинальным локомоторным центрам испытать чувствительные импульсы, которые больше похожи на естественные импульсы, вызываемые во время обычных шагов, чем атипичные импульсы, производимые во время компенсаторно-измененной походки и исходящие при движении паретичной конечности. Восходящая проприоцептивная и кожная импульсация позволяет ускорить активацию остаточных нисходящих двигательных нейронов. У пациентов с полным повреждением спинного мозга сегментарная чувствительная импульсация, возникающая при нагрузках и скорости на беговой дорожке, может модулировать электромиографический сигнал при использовании BWSTT, когда ноги полностью поддерживаются во время всего цикла ходьбы. Самое главное, BWSTT позволяет повторяющимся тренировкам, сопровождаемым словесными и физическими сигналами врача, улучшить составляющие цикла ходьбы. Такой подход, затем, предлагает множество элементов, которые могут усилить двигательное переобучение. Целью такого проблемно-ориентированного вмешательства является достижение максимальной независимости в ходьбе, также как и оптимальной скорости ходьбы, позволяющей передвигаться дома и в общественных местах. Пространственно-временная асимметрия в фазах стояния и взмаха ноги отчетливо корректируется во время ходьбы на беговой дорожке.

Dobkin et al. в 2006 году обследовали пациентов с неполной травмой спинного мозга с давностью заболелания не позднее 8 недель для выявления эффективности занятий лечебной гимнастикой или системы BWSTT. Данное исследование было слепое, рандомизированное и включало 107 пациентов с уровнем поражения C и D по шкале ASIA и 38 – с уровнем B от C5 до L3, которые не могли ходить в среднем 4,5 недели после травмы. Помимо других показателей, были проведены тестирования на определение скорости ходьбы и расстояния. Исследования проводились на 3, 6, 12 месяце реабилитации. Не было обнаружено никаких существенных различий в результатах, включающих шкалы оценки двигательной функции по FIM. Очень мало пациентов, оцененных на уровень поражения B по шкале ASIA, восстановили способность ходить, но более, чем 90% пациентов с уровнем поражения C ходили. Их средняя скорость передвижения соответствовала критериям неограниченного передвижения в общественных местах. Таким образом, по мнению авторов, естественное течение восстановления у пациентов с уровнем поражения C намного выше, когда включаются любые локомоторные тренировки или раннее использование BWSTT. Кроме того, использование BWSTT, вероятно, не улучшает перспективы ходьбы пациентов с уровнем поражения B по шкале ASIA, которые не могут ходить без максимальной содействия со стороны персонала по прошествии 8 недель после травмы спинного мозга [25].

Впервые в 2004 году методика использования BWSTT была объединена с функциональной электромиостимуляцией (ФЭМС) через кожу или через имплантированные электроды у пациентов с гемиплегией, перенесших инсульт или травму спинного мозга [19]. Стимуляция малоберцового нерва ноги в согнутом положении и расслабление во время взмаха ноги является старейшим подходом в облегчении ходьбы. У пациентов с параплегией малоберцовая стимуляция также помогает возвращаться бедру и сгибаться колену во время взмаха ноги. Результаты на сегодняшний день показывают скромные улучшения в скорости ходьбы и кинематики у пациентов, но эти результаты получены в малых клинических исследованиях с отдельными пациентами. Эффективность использования электромеханических вспомогательных устройств для ходьбы на беговой дорожке или колеблющейся платформы оказалась, по меньшей мере, равной применению BWSTT в малых исследованиях. Исследования подтвердили необходимость физических нагрузок при тренировке ходьбы [25].

Некоторые исследования показывают, что роботизированные тренажеры походки, использующие контролируемые сопротивлением автоматические устройства, являются необходимыми в реабилитации пациентов с неполной травмой спинного мозга и улучшают способность ходить, а также повышают качество ходьбы у пациентов при последствиях неполной травмы спинного мозга. Улучшения, наблюдаемые в конце тренировочного периода, сохраняются до 8 недель. Выявлено, что пациенты с медленной скоростью ходьбы достигают больших результатов в повышении скорости ходьбы и в увеличении преодолеваемого расстояния [14].

Одним из инновационных направлений в нейрореабилитации является активная механотерапия с биологической обратной связью [3]. Биологическая

обратная связь (БОС) включает в себя различные инструментальные методы, извещающие пациента о физиологической информации, которая может быть полезна для совершения активных движений. Электромиографическая БОС, способная улучшить мышечную активность верхних и нижних конечностей, уменьшает координацию мышц-антагонистов и усиливает функциональные движения. Это было проверено в группах пациентов с повреждением верхних и нижних мотонейронов. Эффективность результатов в лучшем случае оценивалась как скромная [25]. (БОС) может также сочетаться с нейромышечной стимуляцией посредством ЭМГ. Минимальное добровольное движение, такое как, разгибание в запястье паретичной руки, возбуждает низкоамплитудные двигательные единицы. Если это достигает задуманной цели, то стимуляция лучевого нерва запускается увеличением активности двигательных единиц мышц-разгибателей. Эта модальность БОС может усилить корковое и спинальное возбуждение, а также когнитивно-двигательные ресурсы для постепенного увеличения произвольной ЭМГ и контроля запястья. В некоторых малых клинических исследованиях такая стратегия привела к умеренным функциональным достижениям в рукопожатии. БОС может улучшить работу во время тренировки, необязательно замыкаясь слуховым или зрительным сигналом. Например, постуральный контроль, который часто считается необходимым предварительным условием для ходьбы, был в центре внимания визуальной системы БОС. Применялся «Мастер Баланса» для обеспечения непрерывной визуальной БОС в положении центра гравитации, когда пациенты стоят на нестабильной поверхности. Система обнаруживает постуральное колебание и ассиметрии в распределении веса на каждую ногу, и пациенты получают обратную связь, когда они смещаются таким образом, чтобы улучшить симметрию [25].

В работах ряда авторов было показано, что включение в комплексную реабилитацию активной механотерапии с БОС с помощью комплекса EN-TreeM (Нидерланды) позволило объективно оценить восстановление двигательных функций, повысить эффективность реабилитации пациентов с травмой спинного мозга, улучшить качество жизни, и тем самым повысить независимость от окружающих лиц [3].

Под влиянием роботизированной механотерапии с БОС у больных с последствиями травмы спинного мозга пневмония развивалась в 2,25 раза, тромбозы вен нижних конечностей в 1,8 раз, трофические нарушения и пролежни в 1,2 раза, тазовые нарушения по типу недержания в 1,8 раз, по типу затруднения в 1,2 раза реже, чем в группе контроля [4].

Несмотря на то, что роботизированные технологии в нейрореабилитации представляют огромный научно-практический интерес, клинические исследования эффективности восстановления движения с их помощью являются пока недостаточно убедительными. Данные о сравнительной эффективности роботизированных тренировок и традиционных методов лечения противоречивы, при этом большинство авторов отмечают, что, хотя роботизированные тренировки не имеют преимуществ перед традиционной физической терапией, они не уступают ей по эффективности [7]. Роботизированные средства разработаны в помощь паретичной руке

или ноге для повышения интенсивности и воспроизводимости движений. У портативного экзоскелета есть как механическая часть, так и электро-механический преобразователь с эластическими компонентами и чувствительным и контролирующим датчиком, которые работают в соответствии с движениями пациента. Цель заключается в снижении механической нагрузки на паретичную ногу, улучшении кинематики и обеспечении эффективных энергозатрат при ходьбе быстрым темпом. Многие экспериментальные и некоторые коммерческие модели были разработаны для рук и ног. Последние разработанные устройства используют импеданс-противовес и ЭМГ-адаптивные датчики, которые регулируют силу и кинематику для содействия в выполнении движений пациентом.

Пассивное устройство – TherapyWilmington Robotic Exoskeleton (T-WREKS) – T-PEKC), было разработано для поддержки паретичной руки против силы тяжести, для дозирования движений руки и контроля схватывания рукой во время взаимодействия пользователя со специальными компьютерными играми. После 24-х сеансов у пациентов, использовавших это устройство, и у пациентов, делавших физические упражнения равной интенсивности, были одинаково скромные результаты. Такие устройства могут все же показать лучшие результаты на основании присущих им развлекающей ценности упражнений для пациентов во время повторяющихся упражнений и использования БОС. Первым таким устройством является автоматизированное устройство «MIT-manus», управляющее паретичным локтем и плечом эффективнее, чем врач, занимающийся с пациентом. Сила и контроль в плече улучшились у пациентов после занятий с этим автоматизированным устройством совместно с интенсивными упражнениями, но остается сомнительным, что устройство предлагает лучшие результаты, чем активная терапия [28].

Lo et al. в 2008 году провели многоцентровое исследование более сложного автоматизированного устройства, состоящего из 3-х частей для тренировки запястья, предплечья и плеча в нескольких плоскостях, которое работает по принципу «MIT-manus» с использованием визуальной (БОС) (Interactive Motion Technologies, Кембридж, Массачусетс). Было выявлено, что использование автоматизированного устройства одинаково в эффективности к такому же количеству интенсивных стандартных упражнений у пациентов с умеренным парезом.

В течение многих лет используются два автоматизированных вспомогательных устройства: тренер походки «GT» («Reha-stim», Берлин, Германия) и «Локомат» (Hokoma AG, Volketswil, Швейцария). Устройство «GT» поддерживает эллипсоидное движение ног путем фиксации их на педалях. Обратное движение педалей стимулирует фазу стояния, а движение вперед – взмах. Движение ногой назад достигается также, как на беговой дорожке (тредмилл) с пассивным разгибанием бедра после нахождения в фазе в среднем положении. Фаза взмаха ногой может составлять от 30 до 50% всего цикла походки. Верхушка платформы движется по дуге с подъемом кзади, что придает педали наклонное положение во время взмаха. Длина шага и продолжительность фаз может быть установлена для каждого пациента. Образцы траектории, созданные на

основе походки здоровых людей, приспособлены через онлайн оптимизацию, которая адаптирует параметры траектории бедра и колена, чтобы минимизировать силы взаимодействия. Оба устройства поддерживают кинематически повторяющийся образец шага в сагиттальной плоскости. У пациентов со спинномозговой травмой доказаны необходимость и эффективность раннего начала робототренинга ходьбы независимо от уровня и глубины поражения спинного мозга. В работах ряда авторов показано, что результативность тренировок у пациентов с неполным перерывом спинного мозга (ASIA C и D) в раннем реабилитационном периоде выше, чем в позднем [25]. Рандомизированное клиническое исследование показало, что и «GT» и «Locomat» приводят к результатам, по крайней мере, столь же хорошим, как и другие практические стратегии, но до сих пор никакое автоматизированное устройство не превосходило беговую дорожку или тренировку на открытом грунте у пациентов после инсульта и травмы спинного мозга [21, 22].

Роботизированный тренажер «Motion Maker», разработанный в середине 2000-х годов группой ведущих нейрофизиологов и реабилитологов Лозаннского университета, представляет собой гибридный тренажер для нижних конечностей, в котором одновременно со степ-ходьбой в роботизированных ортезах «бедро-колени-голень-стопа» осуществляется функциональная электромиостимуляция (ФЭМС) [24]. Программное обеспечение позволяет оценить изменения мышечного тонуса, определить мышечный спазм и быстро внести коррекцию в программу для обеспечения безопасности пациента. По данным Макаровой М.Р. и соавт. (2012 г.), тренировки пациентов с неполным моторным перерывом спинного мозга на уровне Th6-Th12, давностью травмы более четырех лет сопровождались повышением проприоцептивного осознания движения и развитием способности к более точному выполнению произвольного действия во время ФЭМС. У трех пациентов отмечалось снижение спастики по шкале Ашфорт после 1-часовой процедуры с 3–4 бал. до 0–2 бал. [7].

Устройство «Free Hand» («Свободная рука») обеспечивало схватывание и отпускание рукой у пациентов с тетраплегией после травмы спинного мозга. Электродные провода были имплантированы в соответствующие мышцы одного предплечья и контролирующее устройство – на противоположное плечо, это позволило пациентам совершать схватывание, разжимание пальцев и щипание. Первое коммерческое устройство с поверхностным электродом, предназначенное для выполнения захватывающих движений – это «Ness System», которое нашло некоторое применение у пациентов с квадриплегией, по крайней мере, с интактным спинным мозгом на уровне Cv и у пациентов с гемиплегией с плохо функционирующей рукой. Электроды, крепящиеся к ортезу, который достигает запястья, стимулируют синхронно мышцы-сгибатели кисти и пальцев и разгибатели пальцев. Внешний блок управления работает от кнопки, которой управляет пациент, что позволяет дифференцировать двигательные акты: схватывание, удержание, разжимание. Исследования показывают, что сочетание целенаправленного обучения и помощь в схватывании у пациентов, которые не могут иным способом контролировать руку,

может обеспечить лучшие результаты, чем любая стратегия в одиночку [23, 25].

Работами многих авторов было показано, что ФЭМС помогает пациенту стоять и передвигаться. Стимуляция малоберцового нерва, призванная помочь сгибать стопу, чтобы облегчить ногу во время фазы взмаха, может увеличить длину шага, повысить скорость ходьбы у пациентов с гемипарезом. Все большее число коммерческих устройств, использующих акселерометр для стимуляции ноги ниже колена, становятся доступными. Эти системы, используемые отдельно или совместно с другими вспомогательными и фиксирующими устройствами, такими как, ортезы для усовершенствования походки, могут позволить ходить как в качестве физических упражнений, так и для преодоления небольших расстояний внутри помещений. Тем не менее, длительное укрепление и фитнес-программа должны предшествовать использованию этих устройств у пациентов с параплегией [19].

Пациенты с полным повреждением верхних мотонейронов спинного мозга могут упражняться на велоэргометре. Двусторонние поверхностные электроды размещаются по 4-х головкой мышце бедра, на сухожилиях в подколенной ямке и на ягодичных мышцах для последовательной активации силы ноги на педалях. По мере увеличения мышечной силы мышечные сокращения направляются против большего сопротивления велоэргометра для увеличения мышечной массы и аэробной пригодности. «Подпороговая» корковая электростимуляция в оптимальной частоте и амплитуде направлена на повышение возбудимости коры и синаптической проводимости во время тренировки. Возможные механизмы включают укрепление синаптической пластичности (согласно нейропсихологической теории Хебба), модуляцию нейромедиаторов и отдаленные эффекты возбуждения-торможения [23].

Электродные микрочипы для прямой стимуляции спинного мозга находятся на экспериментальной стадии разработки. Нервные манжетки, размещенные вокруг отдельной части периферического нерва, могут обеспечить постоянные электрохимические взаимодействия, чтобы выборочно начать производить сигналы или сделать запись электрических сигналов, а также смодулировать ответ нерва. Впервые экспериментально это было апробировано на стимуляции сгибания лодыжки во время ходьбы, но может найти применение для стимуляции крестцового нерва для опорожнения кишечника, мочевого пузыря или для центрального возбуждения [27].

Обучение в виртуальной реальности может использоваться с вовлечением пациента и без него, как активным, так и пассивным способом. Практика в виртуальной среде увеличивает эффективность обучения в реальных условиях. Например, пациент на беговой дорожке, окруженный интерьером внутренней или наружной окружающей среды, может восстановить визуальный поток и уменьшить внешние повреждения. Системы виртуальной реальности также объединяются с автоматическими педалями. Участие в играх в условиях виртуальной реальности может усилить мотивацию к выполнению необходимых упражнений [18]. Малые клинические исследования также показали обнадеживающие результаты в оценке реабилитации когнитивных функций, в

лечении дефицита пространственной памяти, расстройства внимания и апраксии рукопожатия [25].

Чтобы помочь лицам с ограниченными возможностями управлять окружающей средой и взаимодействовать с окружением, было разработано множество компьютерных приложений. В 2011 году Krusienski и Shih показали, что сигналы, записанные непосредственно с поверхности коры методом электроэнцефалографии (ЭЭГ) могут быть переданы через компьютерное приложение [15]. Устройства используют поверхностные и внутрикорковые нервные сигналы с определенных участков головного мозга, чтобы двигать, например, компьютерной мышью. Сигналы были получены от соответствующих областей на поверхности головы, твердой мозговой оболочки или субдурального пространства, от всплеска потенциалов малых групп нейронов, собранных микроэлектродами от двигательной коры головного мозга или от когнитивных областей. Отобранные сигналы, такие как, амплитуда вызванного потенциала, определенный ритм от сенсомоторной области коры или вспышка сигналов с коры головного мозга переводятся в цифровую форму и обрабатываются алгоритмами для извлечения определенных особенностей. Затем производилось преобразование электрофизиологических импульсов в простые команды для таких устройств, как текстовый процессор, клавиатура, веб-сайт или «нейронный протез». Частота ошибок составляет от 10 до 20%, что может быть неприятно для пациента, который пытается внести изменения в амплитуду коркового сигнала, для того, чтобы выбрать букву или слово. Значительные улучшения в обработке сигналов и интерфейсов должны предложить большую пользу парализованным пациентам и, возможно, стать инструментом повышения нейронной адаптации, связанной с обучением во время ежедневной реабилитации [25].

С 2011 года в рамках научно-исследовательского проекта ЕС CORBYS ([www.corbys.eu](http://www.corbys.eu)), в котором участвуют специалисты из ведущих ВУЗов Германии, Бельгии, Норвегии, Испании, находится в стадии разработки новая мобильная система восстановления походки, которая состоит из мобильной платформы и «активных ортезов». Мобильная платформа обеспечивает пациенту подвижность, а активные ортезы помогают завершить его движения. Управление системой осуществляется с помощью встроенной системы контроля строения «CORBYS», которая способствует взаимодействию высшего когнитивного уровня контроля ходьбы, семантически-управляемой системой самосознания, а также осознанного ожидания человеком действия. Все эти модули, поддерживаемые усовершенствованной мультисенсорной системой для восприятия физического и психического состояния пациента, сделают систему реабилитации походки CORBYS способной к обучению для оптимального соответствия требованиям пользователя на разных этапах реабилитации в зависимости от степени нарушения походки [16].

Таким образом, разработка и внедрение современных технологий физической реабилитации лиц, перенесших травму спинного мозга, способствует повышению качества и независимости в повседневной жизни.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Басков А.В. // Хирургия пролежней. М., «Гэотар-мед», 2003.
2. Белова А.Н., Прокопенко С.В. Нейрореабилитация. – 3-е изд., перераб. и доп. М., 2010. – 1288 с.
3. Бодрова Р.А. Механотерапия с биологической обратной связью: эффективная реабилитация при травме спинного мозга // Доктор.Ру. – 2012. – №10 (78). – С. 46–47.
4. Даминов В.Д. Совершенствование системы технологии роботизированной механотерапии в реабилитации больных с поражением центральной нервной системы. Автореф. дисс. на соискание уч. степени д.м.н. – М., 2013. – 36с.
5. Лебедев В.В., Крылов В.В., Халчевский В.М. Компьютерная томография в неотложной нейрохирургии. – М.: Медицина, 2005. – 360с.
6. Леонтьев М.А. Эпидемиология спинальной травмы и частота полноанатомического повреждения спинного мозга / М.А. Леонтьев // Актуальные проблемы реабилитации инвалидов. Новокузнецк. – 2003. – С. 37–38.
7. Макарова М.Р., Лядов К.В., Кочетков А.В. Тренажерные аппараты и устройства в двигательной реабилитации неврологических больных // Доктор.Ру №10 (78) – 2012. С. 54–62.
8. Потехин Л.Д. Кинезитерапия больных со спинальной парализацией: Учебное пособие для врачей, методистов и инструкторов лечебной физкультуры; врачей-физиотерапевтов. / Под ред. К.Б. Петрова. – Новокузнецк, 2002. – 67 с.
9. Реабилитация больных с травматической болезнью спинного мозга / Под общ. ред. Г.Е. Ивановой, В.В. Крылова, М.Б. Цыкунова, Б.А. Поляева. М.: Московские учебники и картолитогрфия, 2010. – 640с.
10. Роботизированная механотерапия в реабилитации больных с позвоночно-спинномозговой травмой / Е.В.Зимина и др. // Вестник восстановительной медицины. – 2008. – Т.5. – №26. С. 75–77.
11. Роботизированное восстановление функции ходьбы у больных с церебральным инсультом / В.Д.Даминов [и др.] // Вестник восстановительной медицины. – 2011. – №1. – С. 46–49.
12. Сельцовский А.П. //Протокол ведения больных с последствиями травм спинного мозга в восстановительном и позднем периодах, М.: Департамент здравоохранения, 2007. – 77 с.
13. Barbeau H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabil Neural Repair*. 2003; 17: 3–11.
14. Bertine Fleerkotte, Msc. The effect of impedance-controlled robotic gait training in chronic motor incomplete SCI individuals, INRS 2013.
15. Brain-Computer Interfaces in Medicine / Jerry J. Shih, Dean J. Krusienski, and Jonathan R. Wolpaw. *Mayo. Clin Proc*. 2012 – March; 87 (3): P. 268–279.
16. Dr.-Ing. Danijela Ristic-Durrant, CORBYS-Cognitive mobile robotic gait rehabilitation system.2011.
17. Dromerick A. Activity-Based Therapies / A.Dromerick, P. Lum, J. Hidler // *NeuroRX*. 2006. – Vol.3, №4. P. 428–438.
18. Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke / Anat. Mirelman, Benjamin L. Patriitti, Paolo Bonato, Judith E. Deutsch, *Gait & Posture*, Volume 31, Issue 4, April 2010, P. 433–437.
19. Feasibility of combining multi-channel functional neuromuscular stimulation with weight-supported treadmill training / J.J. Daly, R.L. Ruff // *J. Neurol Sci*. 2004. – Vol. 225, № 15. P. 105–115.
20. Furlan J.C., Sakakibara B.M, Miller W.C., Krassioukov A.V., 2013.
21. Hidler J.M., Wall A.E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. *Clin Biomech. (Bristol, Avon)*. 2005, Feb; 20 (2): P. 184–93.
22. Hornby T.G., Zemon D.H., Campbell D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy* 2005; 85 (1): 52–66.
23. Lewis G.N. Modulations in corticomotor excitability during passive upper-limb movement: Is there a cortical influence? / G.N.Lewis, W.D. Bydlow // *Brain. Res*. 2002, Vol. 943, № 2. – P. 263–275.
24. Metrailler P., Brodard R. and others, "Closed loop electrical muscle stimulation in spinal cord injured rehabilitation", 6th Mediterranean Forum on PMR, Portugal, 2006.
25. *Neurology in Clinical Practice / Fifth Edition* Walter G. Bradley, DM, FRCP, 2008.
26. Rayegani S.M., Shojaee H., et al. The effect of electrical passive cycling on spasticity in war veterans with spinal cord injury. *Front Neurol*. – 2011, № 2. – P. 39.
27. Stinear J.M. Disinhibition in the human motor cortex is enhanced by synchronous upper limb movements / J.M. Stinear, W.D. Bydlow // *J. Physiol*. 2002. – Vol. 543, Pt.1. – P. 307–316.
28. Volpe B.T. et al. Intensive Sensorimotor arm training mediated by therapist or robot improves hemiparesis in patients with chronic stroke // *Neurorehabilitation and Neural Repair*. – 2008. – Vol. 22, №3. – P. 305–310.

## REFERENCES:

1. Baskov A.V. // [Bed sores surgery]. M., «Geotar-med», 2003.
2. Belova A.N., Prokopenko S.V. [Neurorehabilitation.] – 3-rd publication, revised and enlarged, M., 2010. – 1288 p.
3. Bodrova R.A. [Mechanotherapy with biofeedback: effective rehabilitation of spinal cord injury // *Doctor.Ru*. – 2012. – №10 (78). – p. 46–47.
4. Daminov V.D. [Improving the system of robotic mechanotherapy technology in rehabilitation of patients with central nervous system.] Autoref. on competition. Ph.D. degree – M., 2013. – 36 p.
5. Lebedev V.V., Krylov V.V., Halchevskiy V.M. [Computer tomography in emergency neurosurgery.] – M.: Meditsina, 2005. – 360 p.
6. Leont'ev M.A. [Epidemiology of spinal cord injury and the rate of complete anatomical spinal cord injury] / M.A. Leont'ev // Actual problems of challenged people. Novokuznetsk. – 2003. – p. 37–38.
7. Makarova M.R., Lyadov K.V., Kochetkov A.V. [Exercise machines and devices in motor rehabilitation of neurological patients] // *Doktor.Ru* №10 (78) – 2012. p. 54–62.
8. Potehin L.D. [Physiotherapy of patients with spinal paraplegia: A manual for physicians, trainers and instructors of physiotherapy; physiotherapists.] / Ed. by K.B. Petrova. – Novokuznetsk, 2002. – 67 p.
9. [Rehabilitation of patients with traumatic spinal cord disease] / Ed. by G.E. Ivanova, V.V. Krylov, M.B. Tsykunov, B.A. Polyayeva. M.: Moskovskie uchebniki i kartolitografiya, 2010. – 640 p.
10. [Robotic mechanotherapy in rehabilitation of patients with spinal cord injuries] / E.V. Zimina and others // *Vestnik Vosstanovitelnoy Mediciny (VVM) Journal*. – 2008. – V.5. – №26. p. 75–77.
11. [Robotic recovery of gait in patients with cerebral stroke] / V.D. Daminov [and oth.] // *Vestnik Vosstanovitelnoy Mediciny (VVM) Journal*. – 2011. – №1. – p. 46–49.
12. Seltsovskiy A.P. // [Disease management protocol with the consequences of spinal cord injury in rehabilitation and later periods], M.: Healthcare department, 2007. – 77 p.
13. Barbeau H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabil Neural Repair*. 2003; 17: 3–11.
14. Bertine Fleerkotte, Msc. The effect of impedance-controlled robotic gait training in chronic motor incomplete SCI individuals, INRS 2013.
15. Brain-Computer Interfaces in Medicine / Jerry J. Shih, Dean J. Krusienski, and Jonathan R. Wolpaw. *Mayo. Clin Proc*. 2012 – March; 87 (3): P. 268–279.
16. Dr.-Ing. Danijela Ristic-Durrant, CORBYS-Cognitive mobile robotic gait rehabilitation system. 2011.
17. Dromerick A. Activity-Based Therapies / A.Dromerick, P. Lum, J. Hidler // *NeuroRX*. 2006. – Vol.3, №4. P. 428–438.
18. Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke / Anat. Mirelman, Benjamin L. Patriitti, Paolo Bonato, Judith E. Deutsch, *Gait & Posture*, Volume 31, Issue 4, April 2010, P. 433–437.
19. Feasibility of combining multi-channel functional neuromuscular stimulation with weight-supported treadmill training / J.J. Daly, R.L. Ruff // *J. Neurol Sci*. 2004. – Vol. 225, №15. P. 105–115.

20. Furlan J.C., Sakakibara B.M., Miller W.C., Krassioukov A.V., 2013.
21. Hidler J.M., Wall A.E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. Clin Biomech. (Bristol, Avon). 2005, Feb; 20 (2): P. 184–93.
22. Hornby T.G., Zemon D.H., Campbell D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. Physical Therapy 2005; 85 (1): 52–66.
23. Lewis G.N. Modulations in corticomotor excitability during passive upper-limb movement: Is there a cortical influence? / G.N.Lewis, W.D. Bydlow // Brain. Res. 2002, Vol. 943, №2. – P. 263–275.
24. Metrailler P., Brodard R. and others, «Closed loop electrical muscle stimulation in spinal cord injured rehabilitation», 6th Mediterranean Forum on PMR, Portugal, 2006.
25. Neurology in Clinical Practice / Fifth Edition Walter G. Bradley, DM, FRCP, 2008.
26. Rayegani S.M., Shojaee H., et al. The effect of electrical passive cycling on spasticity in war veterans with spinal cord injury. Front Neurol. – 2011, №2. – P. 39.
27. Stinear J.M. Disinhibition in the human motor cortex is enhanced by synchronous upper limb movements / J.M. Stinear, W.D. Bydlow // J. Physiol. 2002. - Vol. 543, Pt. 1. – P. 307–316.
28. Volpe B.T. et al. Intensive Sensorimotor arm training mediated by therapist or robot improves hemiparesis in patients with chronic stroke // Neurorehabilitation and Neural Repair. – 2008. – Vol. 22, №3. – P. 305–310.

---

---

## РЕЗЮМЕ

Последнее десятилетие возможности реабилитации пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой (ПСМТ) существенно расширились благодаря появлению аппаратно-программных комплексов, в том числе и с биологической обратной связью (БОС). В статье проанализировано использование современных аппаратных методов физической реабилитации этой категории пациентов. Показана эффективность применения циклических тренажеров, вертикализаторов, тренажеров для восстановления силы мышц, вертикальной устойчивости, баланса тела при ходьбе и других роботизированных средств на разных этапах реабилитации. Рассмотрены инновационные методы, помогающие управлять окружающей средой, используя различные компьютерные приложения.

**Ключевые слова:** позвоночно-спинномозговая травма (ПСМТ), медицинская реабилитация, кинезиотерапия, роботизированная активно-пассивная тренировка, вертикализация, бегущая дорожка с разгрузкой массы тела, функциональная электромиостимуляция, активная механотерапия с биологической обратной связью, роботизированные технологии, компьютерные приложения.

## ABSTRACT

The last ten years opportunities of rehabilitation of spinal cord injured patients (SCI) have increased substantially due to the special robotic devices, including biofeedback (BFB). In this article the authors analyzed the usage of modern hardware methods of physical rehabilitation for these patients. It was shown the efficiency of cyclic simulators, verticalizers, exercise machines to restore strength of muscles, vertical stability, body balance when walking and other robotic devices at different stages of rehabilitation. There are considered innovative methods, helping to operate environment, using various computer applications.

**Keywords:** spinal cord injury (SCI), medical rehabilitation, physiotherapy, robotic active-passive exercise, verticalization, body weight supported with treadmill training, functional electromyostimulation, active mechanotherapy with biofeedback, robotic technology, computer applications.

---

---

### Контакты:

**Гумарова Л. Ш.** E-mail: lyaisan@inbox.ru

**Бодрова Р.А.** E-mail: Rezeda.Bodrova@tatar.ru