

**Титаренко Наталия Юрьевна**

**ОПТИМИЗАЦИЯ НЕИНВАЗИВНЫХ МЕТОДОВ ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ СПА-  
СТИЧЕСКИМИ ФОРМАМИ ДЕТСКОГО ЦЕРЕБРАЛЬНОГО ПАРАЛИЧА  
В ПОЗДНЕЙ РЕЗИДУАЛЬНОЙ СТАДИИ**

**14.01.08 – педиатрия**

**14.01.11 – нервные болезни**

**АВТОРЕФЕРАТ**

**диссертации на соискание ученой степени**

**кандидата медицинских наук**

**Москва 2014**

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном учреждении  
«Научный центр здоровья детей» Российской академии медицинских наук

**Научные руководители:**

доктор медицинских наук

**Левченкова Вера Дмитриевна**

Заслуженный деятель науки РФ,

доктор медицинских наук, профессор

**Семенова Ксения Александровна**

**Официальные оппоненты:**

доктор медицинских наук, зав. отделением нейрореабилитации центра  
восстановительной медицины и реабилитации ФГБУ

«Лечебно-реабилитационный центр» Минздрава России,

профессор кафедры восстановительной медицины, курортологии,

физиотерапии ИППО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ

им. А.И. Бурназяна ФМБА России

**Сидякина Ирина Владимировна**

доктор медицинских наук, профессор кафедры детских болезней №2

педиатрического факультета ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.И.

Пирогова Минздрава России

**Неудахин Евгений Васильевич**

**Ведущая организация:**

ГБОУ ДПО «Российская медицинская академия последипломного образования» Минздрава России

Защита состоится 24 июня 2014 г. в 14.00 часов на заседании Диссертационного совета Д.001.023.01. при ФГБУ «Научный центр здоровья детей» РАМН по адресу: 119296, г. Москва, Ломоносовский проспект, д. 2, стр. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБУ «НЦЗД» РАМН по адресу: 119296, г. Москва, Ломоносовский проспект, д. 2, стр. 1. и на сайте [www.nczd.ru](http://www.nczd.ru)

Ученый секретарь

диссертационного совета НЦЗД РАМН

доктор медицинских наук

**Виньярская Ирина Валериевна**

## ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### Актуальность проблемы

Значительная доля в структуре детской инвалидности – 21,7% (Т.А. Романова, 2005) – принадлежит неврологическим заболеваниям, связанным с двигательными, когнитивными и перцептивными нарушениями и приводящим к ограничению жизнедеятельности, нарушению социальной адаптации и интеграции в общество. Детский церебральный паралич (ДЦП) – одна из наиболее частых причин детской неврологической инвалидности (Т.Н. Симонова, 2002; К.А. Семенова, 1986, 1999, 2007; Т.Т. Батышева, 2011; L.A. Koman et al., 2004; S.E. Adolfsen et al., 2007).

Формирование устойчивого к лечебным воздействиям нейромоторного дефицита у больных ДЦП обусловлено нарушением деятельности тоногенных структур мозга и отсутствием своевременной редукции элементарных врожденных двигательных программ в постнатальном онтогенезе. Патологические мышечные взаимодействия, функционирующие на основе врожденных тонических рефлексов (лабиринтный тонический, симметричный шейный тонический рефлекс и др.), и нарушения функциональной системы антигравитации препятствуют созреванию выпрямительных реакций головы и туловища и, в дальнейшем, искажают программу развития навыков стояния и ходьбы (Л.О. Бадалян, 1988; К.А. Семенова, 1986, 1999, 2007, Holdefer R. et al., 2001). Поскольку ДЦП является неспецифическим «ответом» развивающегося мозга на различные по природе повреждающие воздействия, а характер и даже локализация повреждений во многом определяется гестационным возрастом (Cowan F. et al., 2003; Jarvis S., 2003), понятно, что ко времени развития развернутой клинической картины нарушений программы двигательного развития возможности этиотропного воздействия отсутствуют. В связи с этим разработка патогенетически обоснованных методов восстановительного лечения ДЦП как дизонтогенетического заболевания является одним из приоритетных направлений (К.А. Семенова, 1999, 2007; В.А. Исанова, 2003; D.L. Damiano, 2006; E.G Fowler et al., 2007; T.L. Sutcliffe, 2007).

В восстановительном лечении больных ДЦП детей показана эффективность интегративных методов, корригирующих целостные произвольные двигательные программы и обучающих локомоции, таких как ДПК – динамическая проприоцептивная коррекция (К.А. Семенова, 1999, 2007; А.Л. Куренков с соавт., 2003) с применением технических средств аксиального нагружения – и функциональная электростимуляция (ФЭС) мышц в ходьбе (А.С. Витензон с соавт., 1999; К.А. Петрушанская, А.С. Витензон, 2009). Различные по содержанию, эти технологии (ДПК, ФЭС) объединены принципом сенсорного моделирования физиологических образов движений путем модулирующего воздействия на

периферический нервно-мышечный аппарат, адресованного присущему всей жизни человека свойству пластичности головного мозга (Л.А. Черникова, 2007). Для реализации метода ДПК с учетом позитивного опыта и недостатков использования устройств предыдущих поколений («Пингвин», «Адели-92») было разработано рефлекторно-нагрузочное устройство (РНУ) «Гравистат» и его последующая модификация – «Гравитон» (К.А. Семенова с соавт., 1999, 2007). В то же время, анализ современной тематической литературы свидетельствует, что критерии выбора оптимального способа настройки РНУ для лечения конкретного пациента не разработаны. Такой выбор должен способствовать увеличению эффективности терапии.

Известное негативное влияние осевой нагрузки на позицию головки бедра в вертлужной впадине ограничивает ресурс метода ДПК у больных ДЦП с коморбидным подвывихом бедра (К.А. Семенова, 1999, 2007). В связи с этим необходим поиск технических и методических решений для возможности применения РНУ с целью развития активных моторных навыков у этой категории пациентов без риска ятрогенного усугубления патологии тазобедренных суставов.

Для оценки эффективности лечения больных ДЦП традиционно используется субъективный клинический анализ возможностей произвольной моторики. Понимание необходимости применения объективной количественной оценки привело к широкому внедрению квантифицированных балльных шкал (GMFM, GMFCS, шкала Ashworth и др.), общим недостатком которых является отсутствие четких количественных градаций исследуемых признаков (А.Н. Бойко с соавт., 2004; Oeffinger D.J. et al., 2004). В связи с этим, актуально использование объективных высокочувствительных инструментальных методов исследования с целью контроля корректности лечения на ранних этапах его применения, когда сложно визуально оценить минимальные изменения в двигательном статусе и, тем более, прогнозировать результативность терапии (B. Loftferod et al., 2007).

Этой задаче отвечают исследования локомоторного стереотипа больных ДЦП с помощью оптико-электронных биомеханических систем и объективная оценка влияния на кинематику ходьбы больных различных способов настройки РНУ (А.В. Воронов с соавт., 2007). Применение инструментальных систем дистанционной регистрации ходьбы даст возможность разобраться в причинах неудач лечения детей с нереализованным реабилитационным потенциалом.

В отличие от технологии ДПК, методическая база ФЭС мышц, благодаря работам А.С. Витензона, К.А. Петрушанской с соавт. (1998, 1999, 2003, 2004, 2010), разработана более детально. Однако современный уровень развития технических средств реализации метода не позволяет при выраженных нарушениях биомеханической и иннервационной

структуры ходьбы больных ДЦП использовать в полной мере терапевтический потенциал этого метода. Так, в настоящее время синхронизация электрического воздействия с естественной работой мышц осуществляется, в основном, по параметрам угловых перемещений (А.С. Витензон с соавт., 1999, 2003, 2010). Значительное отличие ходьбы больных ДЦП от нормальной локомоции ограничивает возможность использования характеристик угловой кинематики в качестве синхронизирующих, в связи с чем требуется поиск более надежных биомеханических сигналов.

**Цель исследования:** разработать методические приемы повышения результативности неинвазивных технологий (динамической проприоцептивной коррекции и функциональной электростимуляции мышц в ходьбе) восстановительного лечения детей, страдающих спастическими формами детского церебрального паралича.

**Задачи исследования:**

- 1) изучить клинико-биомеханические особенности двигательного стереотипа детей, больных различными спастическими формами ДЦП;
- 2) определить критерии дифференцированного применения разных способов настройки устройства «Гравитон» в зависимости от влияния на биомеханические характеристики ходьбы больных спастической диплегией;
- 3) определить величину адекватно переносимой больными ДЦП аксиальной нагрузки в устройстве «Гравитон»;
- 4) установить альтернативные траекторным суставным характеристикам биомеханические параметры ходьбы больных спастическими формами ДЦП, подходящие для управления временной программой функциональной электростимуляции мышц при локомоции с помощью аппаратно-программного комплекса «АКорД»;
- 5) оценить возможность применения устройства «Гравитон» у детей, страдающих коморбидным ДЦП спастическим подвывихом бедра, при условии включения в его конструкцию абдукционного аппарата.

**Научная новизна исследования.** Впервые детально исследованы методом видеоанализа движений кинематические характеристики ходьбы больных спастическими формами ДЦП до и после применения устройства «Гравитон». Впервые определены критерии дифференцированного выбора различных способов нейромоторного перевоспитания и соответствующих им вариантов настройки РНУ в зависимости от исходного двигательного статуса больного и тактических реабилитационных задач.

Впервые количественно оценена осевая нагрузка, обеспечиваемая РНУ и адекватно переносимая адаптированными детьми в возрасте 3-12 лет. Впервые разработан способ лечения больных спастическими формами ДЦП, имеющих коморбидную сублюксацию

бедра, посредством длительного применения аппарата для отведения и установки бедер в заданном положении (абдукционного аппарата) с этапной коррекцией его настройки и выполнением специально разработанного комплекса лечебных упражнений в нем [патент РФ №2448672 «Способ лечения подвывиха бедра и аддукторного синдрома у детей» (авторы: Титаренко Н.Ю., Аверкин А.В., Дворовой М.В., Чугунов В.В.), приоритет изобретения от 21.06.2010 г.]. Впервые с помощью включения абдукционного аппарата в конструкцию РНУ с целью снижения негативного влияния осевой компрессионной нагрузки на позицию головки бедренной кости в вертлужной впадине при спастичности аддукторов бедер удалось расширить терапевтический потенциал метода ДПК.

**Практическая значимость.** Объективизация особенностей двигательного стереотипа больных различными спастическими формами ДЦП позволила выделить наиболее значимые для коррекции элементы патологического симптомокомплекса и сформулировать рекомендации для увеличения эффективности нагрузочной кинезитерапии. На основании количественной оценки влияния РНУ серии «Гравитон» в различных вариантах настройки на кинематические характеристики ходьбы больных ДЦП разработаны критерии выбора оптимального способа нейромоторного перевоспитания. Ранее устройства серии «Гравитон» применялись только в традиционной корригирующей позу больных настройке, что в ряде случаев приводило к неудачам восстановительного лечения.

Разработанный способ контроля центрации головки бедренной кости в вертлужной впадине в процессе воздействия осевой нагрузки, обеспечиваемой РНУ, позволил расширить показания к применению метода ДПК. На основании проведенного мониторинга рентгеноанатомии тазобедренных суставов больных ДЦП, страдающих спастическим подвывихом бедра, сформулированы рекомендации по применению абдукционного аппарата. Определенные в процессе исследования наименее отличающиеся от эталонных кинематические характеристики ходьбы больных спастическими формами ДЦП могут быть использованы для совершенствования аппаратных средств реализации метода ФЭС, таких как аппаратно-программный комплекс (АПК) «АкорД».

**Внедрение полученных результатов в практику.** Практические рекомендации, разработанные на основе полученных данных, используются в работе Научно-практического центра детской психоневрологии Департамента здравоохранения г. Москвы, отделения нейрореабилитации центра восстановительной медицины и реабилитации ФГБУ «Лечебно-реабилитационный центр» Минздрава России, Государственного бюджетного учреждения г. Москвы Троицкий центр социальной реабилитации детей-инвалидов и детей с ограничениями жизнедеятельности «Солнышко», Украинского медицинского центра реабилитации детей с органическими поражениями нервной системы МЗ

Украины, г. Киев. Аппарат для отведения и установки бедер в заданном положении выдается инвалидам Департаментом соцзащиты Москвы в рамках Комплексной целевой программы «Социальная поддержка жителей города Москвы» на 2012-2016 годы.

**Апробация материалов диссертации.** Основные положения диссертации доложены на II-м Международном конгрессе «Нейрореабилитация-2010» (Москва, 2010), Поволжской научно-практической конференции «Актуальные вопросы неврологии» (Казань, 2012), Четвертом Балтийском конгрессе по детской неврологии (г. Санкт-Петербург, 2013).

**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 10 печатных работ, из них 5 – в журналах, рекомендованных ВАК Минобразования.

**Объем и структура диссертации.** Диссертация изложена на 210 страницах машинописного текста и состоит из введения, обзора литературы, описания объема и методов исследования, 2-х глав с описанием собственных наблюдений, заключения с обсуждением полученных результатов, выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Работа иллюстрирована 34 таблицами, 20 диаграммами и 65 рисунками. Библиографический указатель содержит 274 литературных источника, 135 отечественных и 139 зарубежных.

## СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

### Материалы и методы исследования

Работа выполнена в ФГБУ «Научный центр здоровья детей» РАМН (директор – академик РАН, д.м.н., проф. А.А. Баранов). Клиническая часть работы выполнена в отделении восстановительного лечения детей с церебральными параличами ФГБУ «НЦЗД» РАМН, биомеханические исследования проведены на базе Реабилитационного невролого-ортопедического центра «Огонек-ЭС», г. Электросталь.

В исследование включено 315 детей в возрасте от 3 до 12 лет (средний возраст  $8,8 \pm 3,7$  г.), 177 (56,2%) мальчика и 138 (43,8%) девочек, из них у 245 (77,8%) детей диагностирована спастическая диплегия (СД), у 70 (22,2%) – гемипаретическая форма ДЦП. У 46 (14,6%) больных СД отмечались клинические признаки гиперкинетического синдрома.

В работе применяли **клинический и биомеханический** методы исследования. Клинический метод включал видеосъемку по унифицированному алгоритму, оценку ортопедоневрологических тестов, рентгенографию тазобедренных суставов в переднезадней проекции. Для оценки общего уровня моторики больных использована шкала Gross Motor Function Classification System (GMFCS, Oeffinger D. J., 2004). Клинически исследованы все дети группы (n=315) до и после повторных курсов лечения методом ДПК с применением

устройства «Гравитон» и методом ФЭС мышц (АПК «АКорД») в течение 3-летнего периода мониторинга.

Биомеханический метод включал исследование кинематических характеристик ходьбы методом видеоанализа движений (АПК StarTrace, Россия), регистрацию опорных реакций (силоизмерительные платформы Kistler, АМТИ, США), дистанционную многоканальную накожную электромиографию (АПК MuscleLab, Норвегия). Автор выражает особую благодарность доктору биологических наук А.В. Воронову за методическую поддержку и личное участие в проведении биомеханических исследований.

В соответствии с задачами исследования в пределах группы наблюдения (n=315) проведено исследование биомеханической структуры самостоятельной ходьбы больных (n=47, GMFCS-I-II, возраст 8-12 лет: СД, n=21, средний возраст – 9,7±1,6 лет; гемипаретическая форма, n=20, средний возраст – 9,6±1,5 лет; СД с гиперкинетическим синдромом, n=6; 9,7±1,4 лет). «Эталонную» группу составили здоровые дети (n=12; 9,8±1,7 лет).

Сравнительный анализ влияния двух принципиально различных способов настройки РНУ на кинематические характеристики ходьбы проведен в группе больных СД (n=61; GMFCS-I-III, возраст 8-12 лет), рандомизированной на две группы сравнения. В одной группе осуществлялась традиционная коррекция патологической позы с помощью РНУ (n=30, средний возраст – 9,9±1,6 лет), в другой – тренировочное усугубление патологических установок нижних конечностей с помощью тяг РНУ (n=31, средний возраст – 9,9±1,5 лет). Исследованы кинематические характеристики ходьбы до и после одного курса применения РНУ (20 занятий в течение 4-х недель) в качестве монотерапии.

Определение адекватно переносимой осевой компрессионной нагрузки проведено у адаптированных к устройству «Гравитон» после одной недели занятий в нем детей 3-12 лет, страдающих СД (n=45, GMFCS-I-III, средний возраст – 7,7±2,7 лет).

У детей группы наблюдения (n=315) с выявленным коморбидным ДЦП подвывихом бедра (n=77; GMFCS-I-IV; возраст – 3-12 лет) проведен мониторинг рентгеноанатомии тазобедренных суставов в течение одного года применения абдукционного аппарата в режиме постоянного ношения при бодрствовании. Аппарат обеспечивает отведение левого и правого бедра практически без взаимовлияния и позволяет устанавливать большее отведение на стороне преимущественного поражения. Настройку аппарата осуществляли этапно, по мере адаптации ребенка к корригированной позиции каждого бедра. Для лучшей адаптации на каждом этапе коррекции длительностью 3-4 месяца каждому ребенку в зависимости от его исходных двигательных возможностей назначали специально разработанный комплекс упражнений. Дети с подвывихом бедра также получали лечение методом ДПК (не менее двух курсов в течение одного года) с применением устройства «Гра-



вигон», в конструкцию которого был включен абдукционный аппарат для защиты тазобедренных суставов от негативного влияния аксиальной компрессионной нагрузки.

У 22 здоровых детей 9-12 лет была определена иннервационная структура ходьбы в разном темпе, эти дети составили группу сравнения при анализе акселерограммы центра масс голени у больных СД (n=27; GMFCS-I-II; возраст – 9-12 лет).

Все дети исследуемой группы (n=315) в течение периода наблюдения получили в среднем  $5,6 \pm 1,4$ , но не менее 4 курсов восстановительного лечения методом ДПК с применением РНУ «Гравитон» и методом ФЭС мышц с помощью АПК «АКорД». Каждый курс лечения состоял из 20 занятий в РНУ по схеме 5-дневной рабочей недели и 15-19 сеансов ФЭС. Длительность каждого занятия в РНУ – 1 час. Выбор способа настройки РНУ осуществлялся в зависимости от реабилитационных задач дифференцированно, с учетом выводов, сделанных на основе сравнительного анализа влияния двух принципиально различных способов настройки РНУ на кинематические характеристики ходьбы больных. Каждую процедуру ФЭС проводили после тренировки в РНУ «Гравитон» и отдыха. Длительность одной процедуры ФЭС у адаптированных пациентов составляла 45-60 минут. При выборе стимулируемых мышц предпочтение отдавали коррекции силовых компонентов локомоции, то есть улучшению функции мышц-разгибателей (А.С. Витензон, 1999).

Для интегральной оценки результатов повторных курсов лечения больных СД (n=245) в конце 3-летнего периода мониторинга анализировали трансформацию структуры группы по сформированному навыку передвижения с минимально необходимой поддержкой или дополнительной опорой. Эффективность лечения больных гемипаретической формой ДЦП (n=70) оценивали с помощью теста стояния на паретичной нижней конечности (в полных секундах). Статистическую обработку результатов исследования выполняли с помощью программы STATISTICA 6.0 (StatSoft Inc.). Статистический анализ структурной трансформации группы больных СД (n=245) в результате повторных курсов лечения проводили с использованием нормированного градуированного интегрального индекса Рябцева, для которого разработана шкала оценки меры существенности различий (Перстнева Н.П., 2012).

## **РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ**

Клинически у больных СД выявлены такие характерные двигательные феномены, как поза «тройного сгибания» при преимущественном влиянии нередуцированного лабиринтного тонического рефлекса (ЛТР, 52,7%, n=245), поза «балерины» при влиянии симметричного шейного тонического рефлекса (СШТР, 20,8%, n=245) Аддитивное влияние на позу и ЛТР, и СШТР отмечено у 26,5% больных СД. Для локомоторного стереотипа больных тетрапарезом характерны: раскачивания туловища во фронтальной (60,4%, n=245) и

сагиттальной (51,8%) плоскости при ходьбе, патологическая торсия туловища и таза (41,2%, n=245). Последний феномен значительно чаще отмечается при СД с гиперкинетическим синдромом (58,7%, n=46), чем при СД (37,2%, n=199) вследствие влияния моторных артефактов. Торсионные механизмы, обуславливающие патологическую ротацию туловища в статике, наблюдаются при асимметричных парезах и спастичности мышц туловища и проксимальной мускулатуры конечностей (Lieber et al., 2004) и приводят к сколиозу/сколиотической осанке у 41,2% больных СД (n=245). Нарушения позной мышечной синергетики (К.А. Семенова, 1999, 2007, Morrill D.S., 2002) являются причиной характерных изменений осанки больных (n=245) в сагиттальной плоскости: у 77,6% отмечается тотальный кифоз в позе сидя, у 19,2% пациентов – гиперлордоз поясничного отдела позвоночника в позе стоя.

Обусловленный спастическим контрагированием приводящей мускулатуры бедер перекрест нижних конечностей при вертикализации выявлен у 28,6% больных СД (n=245). Уровень перекреста коррелирует с выраженностью спастичности аддукторов. По мнению Т. Pountney et al. (2006), силовой дисбаланс мускулатуры, обслуживающей тазобедренный сустав – основная причина развития коморбидной ДЦП сублюксации бедра. Спастический подвывих бедра (угол Виберга <math><20^\circ</math>) диагностирован у 77 (24,4%) детей всей исследуемой группы (n=315), у 29,4% больных СД (n=245) и 7,1% пациентов, страдающих гемипаретической формой ДЦП (n=70). Такая неравномерность отражает более тяжелый моторный дефицит в группе СД (GMFCS-III – 34,3%, GMFCS-IV – 46,1%, n=245) по сравнению с группой больных гемипарезом (GMFCS-III – 4,3%, GMFCS-IV – 0%, n=70) и тот факт, что риску развития подвывиха бедра при тетрапарезе подвержены оба сустава, тогда как при гемипарезе – только сустав пораженной стороны. Диспластические явления, хотя и наблюдались на «здоровой» стороне, не достигали степени развития подвывиха. Сублюксация бедра ранее являлась одним из основных противопоказаний к применению нагрузочной кинезитерапии и, таким образом, ограничивала выбор средств восстановительного лечения больных ДЦП (К.А. Семенова, 1999, 2007).

Нередким патологическим феноменом является внутренняя ротация всей оси нижней конечности (60,4%, n=245) или только бедра с компенсаторной торсионной установкой голени (29%). В генезе пронаторной установки бедра при ДЦП В.Г. Босых (2003) выделяет, помимо собственно мышечно-силового дисбаланса, скелетный компонент – анте-торсию шейки бедренной кости. У некоторых пациентов наблюдается рекурвация голени в коленном суставе в период опоры (16,3%, n=245), причиной которой является преиму-

ественная слабость произвольной активности заднемедиальной (hamstring-) группы мышц бедра (Morrell D.S., 2002).

Патология стоп при СД (n=245) характеризуется эквиноплановальгусной (37,6%), эквиноварусной (35,1%), их сочетанием (6,9%) или изолированной эквинусной (12,7%) установкой или деформацией. У 7,7% больных наблюдается выраженная плановальгусная деформация в виде стопы-«качалки». Формирование стопы-«качалки» И.С. Перхурова с соавт. (1996) связывают с влиянием патологически повышенного фиксационного рефлекса – тиббиального феномена Вестфаля в структуре тиббиальной синкинезии Штрюмпеля или глобальной сгибательной синергии.

Развитие вторичных гипотрофий различных мышечных групп в поздней резидуальной стадии заболевания выявлено у подавляющего большинства детей, страдающих СД (82,4%, n=199) и СД с гиперкинетическим синдромом (93,5%, n=46) – фактор, свидетельствующий в пользу участия спинальных структур в патогенезе ДЦП. На факт заинтересованности спинальных структур в генезе ДЦП указывают Л.В. Антонова (1994) и В.Д. Левченкова (1994, 2001), А.Л. Куренков (2004, 2005), Е.А. Аладина с соавт. (2009, 2011).

Для гемипаретической формы ДЦП (n=70) характерны сколиоз (48,6%) или сколиотическая осанка (51,4%), торсия туловища и таза и наклон таза в сторону (65,7%), сгибательно-пронаторная установка предплечья и кисти (71,4%) или контрактура локтевого сустава паретичной руки (21,4%). У многих пациентов также наблюдается приводящая установка бедра (28,6%), его внутренняя ротация с компенсаторной торсией голени (15,7%) или пронаторная установка всей нижней конечности (24,3%). Патология стоп включает те же виды установок, что и при двустороннем неврологическом дефиците, кроме стопы-«качалки». У подавляющего большинства больных гемипаретической формой ДЦП и верхняя (92,9%, n=70), и нижняя (90,0%, n=70) паретичные конечности отстают в росте. Эти результаты исследования соотносятся с данными, приводимыми в отечественной и зарубежной литературе (К.А. Семенова, 1999, 2007, Morrell D.S. et al., 2002).

Исследование методом видеоанализа движений кинематических параметров ходьбы больных ДЦП выявило изменения траекторий углов в суставах нижних конечностей, соответствующие различным патологическим установкам нижних конечностей. Инверсия кинематограммы угла в голеностопном суставе (ГС) в фазе переднего толчка и срединной опоры – отрицательный экстремум кривой вместо положительного эталонной траектории – отражает факт начала контакта с опорой передним отделом стопы, а не задним, как при ходьбе здоровых, что свидетельствует об эквинусной установке стопы у больных (рис. 1, а). Признаки, характеризующие нормальную дифференцировку фаз периода опоры – «пе-

рекат» стопы – отсутствуют и при ходьбе больных СД (n=27), и при опоре на пораженную нижнюю конечность больных спастическим гемипарезом (n=20). М.К. Lebidowska et al. (2004), А. Carrigero et al. (2009) также отмечают отсутствие нормальной дифференцировки фаз периода опоры у больных и соответствующие этому изменения кинематического профиля угла в ГС. Сгибательную установку голени в коленном суставе (КС) отражает снижение величины угла ( $\approx 137^\circ$ ) в 0% точке кинематического профиля (рис. 1, б).

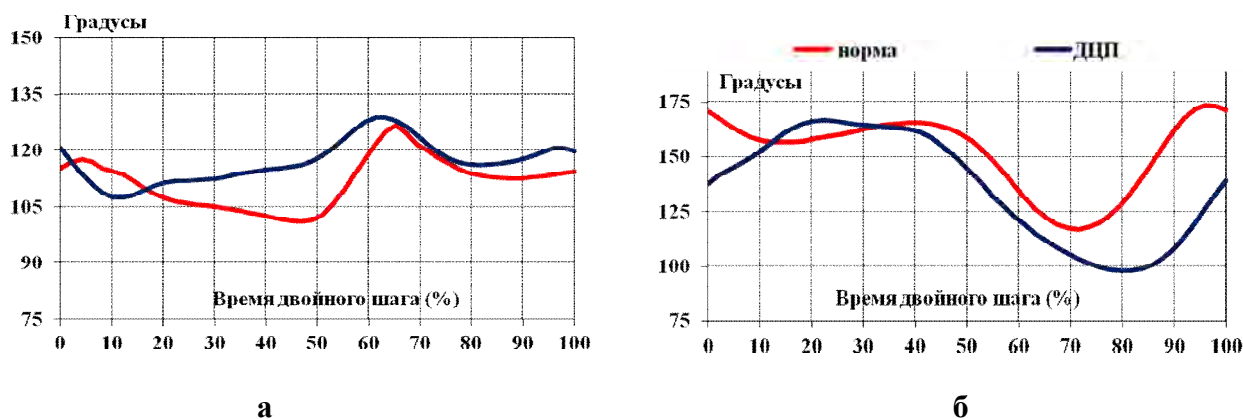


Рис. 1. Кинематограммы голеностопного (а) и коленного (б) суставов в норме и при спастической диплегии (патологическая флексия голени в коленном суставе).

Для больных ДЦП характерны изменения динамических параметров локомоции. Выявлено достоверное увеличение средней величины нормированного к весу тела модуля первого экстремума вертикальной ( $R_z$ ) и продольной ( $R_y$ ) компонент опорных реакций и в группе больных СД ( $R_z$  – на 32,2%,  $p < 0,001$ ;  $R_y$  – на 6,4%,  $p < 0,001$ ;  $n=21$ ), и в группе больных гемипаретической формой ДЦП ( $R_z$  – на 26,9%,  $p < 0,001$ ;  $R_y$  – на 5,5%,  $p < 0,001$ ; паретичная конечность,  $n=20$ ) в сравнении с нормой. Увеличение силы переднего толчка отражает ударную постановку стопы на опору при патологической ходьбе.

Относительно эталонных величин среднее значение второго экстремума  $R_z$  и  $R_y$ , отражающего силу заднего толчка, достоверно снижено как в группе больных СД ( $R_z$  – на 24,4%,  $p < 0,001$ ;  $R_y$  – на 6,1%,  $p < 0,001$ ;  $n=21$ ), так и в группе больных гемипаретической формой при опоре на паретичную ногу ( $R_z$  – на 21,9%,  $p < 0,001$ ;  $R_y$  – на 5,7%,  $p < 0,001$ ;  $n=20$ ) – рис. 2. Значительное снижение силы заднего толчка при патологической ходьбе объясняется не только парезом трехглавой мышцы голени, но и отсутствием свойственного нормальной дифференцировке фаз периода опоры включения дополнительных двигательных единиц при растяжении этой мышцы, необходимом для эффективного отталкивания стопы от опоры.

Ударная постановка стопы на опору при ходьбе больных спастическими формами ДЦП и отсутствие нормального «переката» стопы приводят к нарушению рессорной

функции опорной конечности. Нарушение буферных свойств конечности отражают также форма кинематического профиля угла в КС. И при тетра- ( $n=27$ ), и при гемипарезе (пораженная конечность,  $n=20$ ) отсутствует амортизирующая флексия голени в незакрепленном КС в фазе переднего толчка и срединной опоры – небольшой отрицательный экстремум нормальной кинематограммы коленного угла в 13-15% точке относительного времени двойного шагового цикла (рис. 1, б). На нарушения рессорной функции опорной конечности при ДЦП указывают и зарубежные авторы (Lebiedowska M.K. et al., 2004; Lofterod B. et al., 2007; Freivogel S. et al., 2009).

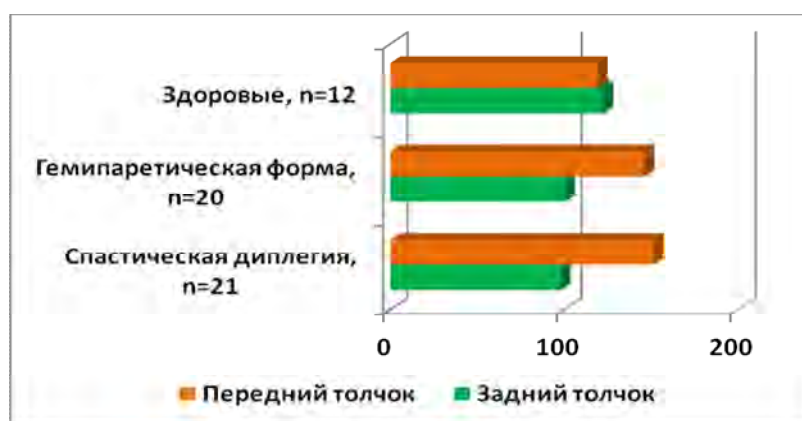


Рис. 2. Нормированная к весу тела вертикальная компонента силы реакции опоры  $R_z$  (%).

Ходьба всех исследованных самостоятельно передвигающихся больных СД ( $n=27$ ) в той или иной степени характеризуется низкой статокINETической устойчивостью, вследствие чего изменяются временные характеристики локомоции: в сравнении с нормой в среднем на 5,2-5,6% увеличивается длительность периода опоры при ходьбе в темпе 100-110 шагов в минуту, более чем в 2 раза возрастает относительное время двуопорного периода (в среднем  $42,6 \pm 3,4\%$ , по сравнению с нормальной величиной  $20,6 \pm 2,2\%$ ,  $p < 0,001$ ). Статодинамические нарушения самостоятельной ходьбы больных СД отражает также увеличение амплитуды высокочастотных гармоник (№№4-10) в нормированном спектре вертикальной и продольной компонент опорных реакций. Значимо (в среднем на 9,5% относительной эталонной,  $p < 0,001$ ) увеличена длительность фазы двойной опоры при гемипаретической форме ДЦП ( $n=20$ ). Увеличение периода двойной опоры при патологической ходьбе «компенсирует» низкую статокINETическую устойчивость больных.

Действие механизмов компенсации хорошо заметно при анализе изменений угловой кинематики непораженной нижней конечности больных гемипаретической формой ДЦП ( $n=20$ ). Траектория угла в ГС «здоровой» конечности характеризуется уменьшением амплитуды «переката» стопы, а кинематограмма КС имеет ряд особенностей, таких как

несвойственное нормальной ходьбе сгибание голени при постановке стопы на опору (величина угла в 0% точке времени –  $165,0 \pm 3,3^\circ$ ;  $n=20$ ), а также избыточная амплитуда амортизирующей флексии в 13-15% точке относительного времени двойного шагового цикла. Эти изменения кинематики «здоровой» стороны объясняются необходимостью увеличения площади контакта стопы с опорой («штампующий» контакт) в фазе переднего толчка и начале срединной опоры для более быстрого формирования односторонней удерживающей связи непораженной конечности с опорой, а также необходимостью увеличения буферных свойств КС в неоптимальных условиях снижения рессорной функции стопы из-за уменьшения амплитуды «переката» с пятки на носок. «Компенсаторным» можно считать усиление заднего толчка непораженной ноги больных гемипаретической формой ДЦП. Отражающий задний толчок второй максимум  $R_z$  превышает эталонное значение в среднем на 9,1% ( $p < 0,01$ ; непораженная конечность,  $n=20$ ), а максимум продольной составляющей – на 2,6% ( $p < 0,05$ ; непораженная конечность,  $n=20$ ). Увеличение силы заднего толчка «здоровой» ноги больных гемипаретической формой ДЦП способствует переносу общего центра масс тела над опорой.

Поскольку кинематика ходьбы больных ДЦП значительно отличается от нормальной, привязка фаз электростимуляции мышц в ходьбе к параметрам угловых перемещений (метод ФЭС) неизбежно приводит к ошибке временной программы включения в работу каждой стимулируемой мышцы (в среднем на 9,9% времени двойного шага, у отдельных пациентов – 13% и более). Нулевая точка синхронизации (минимальное значение угла в коленном суставе в фазе переноса) при нормальной ходьбе в темпе 100-110 шагов/мин. соответствует  $71,4 \pm 2,0\%$  времени двойного шага,  $n=22$ , тогда как при ходьбе больных СД в этом же темпе –  $81,3 \pm 5,6\%$  ( $n=27$ ). При этом невозможно добиться точного соответствия фаз искусственного мышечного сокращения фазам их естественной работы при нормальной ходьбе, что искажает основной принцип метода ФЭС мышц (по А.С. Витензону, 1999). В данном исследовании установлено, что более надежным биомеханическим сигналом является вертикальная компонента акселерограммы голени, первый максимум которой у больных СД в среднем соответствует  $3,04 \pm 1,26\%$  ( $n=27$ ) времени двойного шага, то есть близок к аналогичной характеристике нормальной ходьбы –  $1,72 \pm 0,70\%$  ( $n=22$ ).

В сравнительном анализе влияния двух принципиально различных настроек устройства «Гравитон» – традиционной коррекции позы и ее тренировочного усугубления с помощью эластичных тяг РНУ – приняли участие больные СД ( $n=61$ , GMFCS-I-III, возраст 8-12 лет), паттерн ходьбы которых характеризовался флексией голени в КС. 26 человек группы исследования ( $n=61$ ) передвигались самостоятельно (GMFCS-I-II), 35 – с поддержкой за одну руку или опорой на одну трость (GMFCS-III). Вся группа ( $n=61$ ) была

рандомизирована на две группы сравнения. Обе группы были однородны по полу, возрасту пациентов и уровню развития двигательных навыков. Дети обеих групп получили один курс восстановительного лечения с применением РНУ «Гравитон», состоящий из 20 занятий. Длительность одного занятия – 1,5 часа.

Настройка РНУ для пациентов первой группы (n=30) была традиционной: помимо осевой нагрузки им устанавливали эластичные тяги для коррекции патологических установок бедра, голени и стопы каждой нижней конечности. Пациентам другой группы (n=31), помимо обеспечения аксиальной нагрузки, усугубляли тягами РНУ патологическую позицию нижних конечностей. Ходьбу детей обеих групп (n=61) исследовали до и после курса лечения методом видеоанализа движений. Средние кинематические характеристики ходьбы каждого пациента рассчитывали по 12-15 двойным шаговым циклам.

Анализировали значения суставных углов в следующих точках кинематограмм:

- для каждого исследуемого сустава:

а) при постановке стопы на опору (0% времени двойного шага);

б) максимальное значение в фазе заднего толчка;

в) минимальное значение угла в периоде переноса;

- для коленного сустава дополнительно:

в 15% точке времени (биомеханическая амортизация при нормальной ходьбе);

- для голеностопного сустава дополнительно:

минимальное значение угла в фазе срединной опоры.

В выбранных точках суставных траекторий патологической локомоции рассчитывали сумму отклонений по модулю от нормального кинематического профиля – «коэффициент девиации» ( $K_d$ ):

$$K_d = \sum_{i=1}^n |M_i - N_i|, \text{ где } M_i \text{ и } N_i - \text{ средние величины значений угла в анализируемой}$$

точке кинематограммы патологической и нормальной локомоции соответственно. Чем ниже величина  $K_d$ , тем больше траектории углов в суставах при патологической ходьбе приближаются к эталонным. Рассчитывали средние  $K_d$  для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в пределах каждой группы. Данные по одноименным суставам левой и правой ноги учитывались в одной совокупности, то есть всего было исследовано в обеих группах  $61 \times 2 = 122$  конечности; 60 – в пределах группы традиционной настройки (n=30) и 62 – в пределах другой группы (n=31). Проводили статистическую проверку достоверности различий средних  $K_d$  для сустава каждого наименования между группами до лечения, в каждой группе до и после лечения, между группами после лечения.

Анализировали также коэффициенты вариации ( $V_i$ ) значений углов в суставах ног в вышеперечисленных участках траекторий до и после курса лечения.  $V_i$  рассчитывали по формуле:

$V_i = \delta_i / \bar{X}_i \cdot 100\%$ , где  $V_i$  – коэффициент вариации;  $\delta_i$  – стандартное отклонение;  $\bar{X}_i$  – среднее значение угла в  $i$ -ой точке траектории. Далее вычисляли средний  $V_i$  для сустава каждого наименования в каждой анализируемой точке траекторий до и после курса лечения. Как и при расчете  $K_d$ , одноименные суставы левой и правой конечности учитывались в одной совокупности. Уменьшение средней вариации после курса лечения рассматривали как проявление стабилизации навыка ходьбы и улучшения статокинетической устойчивости.

Средние  $K_d$  суставов нижней конечности больных двух сравниваемых групп представлены в таблице 1.

**Таблица 1.** Средние коэффициенты девиации ( $K_d$ ) траекторий суставов нижней конечности до и после курса применения РНУ «Гравитон» в различной настройке

Суставы нижних конечностей, градусы		Группа традиционной настройки, n=30; 60 конечностей	Группа утрирования позы, n=31; 62 конечности
Тазобедренный	До лечения	54,7±15,5	54,1±15,3 <sup>+</sup>
	После лечения	50,9±15,1 <sup>****</sup>	45,0±14,8 <sup>******</sup>
Коленный (КС)	До лечения	67,9±17,5	69,1±17,2 <sup>+</sup>
	После лечения	62,7±17,3 <sup>****</sup>	55,8±16,7 <sup>******</sup>
Голеностопный (ГС)	До лечения	34,1±10,0	36,3±10,1 <sup>+</sup>
	После лечения	32,4±9,3 <sup>****</sup>	28,4±9,4 <sup>******</sup>

<sup>+</sup> Различия между группами незначимы при  $p=0,05$

<sup>\*\*\*\*</sup> Различия до и после лечения в пределах группы значимы при  $p<0,001$

<sup>\*\*</sup> Различия между группами значимы при  $p<0,05$

Достоверных различий в средних  $K_d$  суставов одного наименования в двух сравниваемых группах до лечения при  $p=0,05$  не выявлено, то есть в обеих группах траекторные характеристики суставных углов одинаково отличаются от нормальных. После курса применения РНУ кинематограммы в обеих группах достоверно ( $p<0,001$ ) приближаются к эталонным. Однако после лечения значимо более выражена ( $p<0,05$ ) частичная нормализация траекторий угловых перемещений в группе временного утрирования патологической позы (n=31; 62 конечности) в сравнении с группой традиционной корригирующей настройки РНУ (n=30; 60 конечностей).



Средние коэффициенты вариации ( $V_i$ ) представлены в таблице 2. До курса применения РНУ достоверных межгрупповых отличий средних  $V_i$  в анализируемых точках суставных траекторий при  $p=0,05$  не выявлено. После лечения в группе коррекции позы ( $n=30$ ; 60 конечностей) средние  $V_i$  во всех анализируемых точках относительного времени двойного шагового цикла достоверно снижаются (таблица 2).

**Таблица 2.** Средние коэффициенты вариации ( $V_i$ ) в выбранных для анализа точках кинематограмм углов в суставах нижней конечности до и после курса применения РНУ «Гравитон» в различной настройке

Суставы нижней конечности, %	Временные точки анализа	Традиционная настройка, $n=30$ ; 60 конечностей		Утрирование позы, $n=31$ ; 62 конечности	
		до лечения	после лечения	до лечения	после лечения
Тазобедренный	0%	3,89±1,26	3,13±1,05 <sup>****</sup>	3,83±1,27 <sup>+</sup>	3,87±1,20 <sup>****</sup>
	max	4,72±1,56	3,82±1,41 <sup>****</sup>	4,71±1,51 <sup>+</sup>	4,57±1,60 <sup>***</sup>
	min	4,67±1,67	3,68±1,47 <sup>****</sup>	4,54±1,43 <sup>+</sup>	4,38±1,46 <sup>***</sup>
Коленный (КС)	0%	4,01±1,30	2,89±1,17 <sup>****</sup>	4,07±1,21 <sup>+</sup>	3,90±1,01 <sup>****</sup>
	15%	4,17±1,15	3,17±1,17 <sup>****</sup>	4,02±1,19 <sup>+</sup>	3,85±1,31 <sup>***</sup>
	max	4,31±1,72	3,52±1,50 <sup>****</sup>	4,37±1,47 <sup>+</sup>	4,12±1,49 <sup>***</sup>
	min	5,10±1,63	3,94±1,60 <sup>****</sup>	5,19±1,47 <sup>+</sup>	5,18±1,48 <sup>****</sup>
Голенистопадный (ГС)	0%	3,86±1,29	3,20±1,10 <sup>****</sup>	3,72±1,39 <sup>+</sup>	4,00±1,23 <sup>**</sup>
	min ср. опоры	4,45±1,62	3,65±1,50 <sup>****</sup>	4,33±1,45 <sup>+</sup>	4,22±1,47 <sup>**</sup>
	max	4,79±1,64	3,78±1,58 <sup>****</sup>	4,87±1,42 <sup>+</sup>	4,53±1,44 <sup>****</sup>
	min	4,88±1,72	4,41±1,77 <sup>***</sup>	4,61±1,54 <sup>+</sup>	4,74±1,63 <sup>+</sup>

<sup>+</sup> Различия между группами незначимы при  $p=0,05$

<sup>\*</sup> Различия в пределах одной группы до и после лечения недостоверны при  $p<0,05$

<sup>\*\*</sup> Различия в пределах одной группы до и после лечения достоверны при  $p<0,05$

<sup>\*\*\*</sup> Различия в пределах одной группы до и после лечения значимы при  $p<0,01$

<sup>\*\*\*\*</sup> Различия в пределах одной группы до и после лечения значимы при  $p<0,001$

<sup>\*\*</sup> Различия между группами достоверны при  $p<0,05$

<sup>\*\*\*</sup> Различия между группами значимы при  $p<0,01$

<sup>\*\*\*\*</sup> Различия между группами значимы при  $p<0,001$

В группе усугубления патологической позы ( $n=31$ ; 62 конечности) в большинстве анализируемых точек времени отмечается тенденция к снижению средних  $V_i$  траекторных характеристик тазобедренного и коленного суставов. В 0% точке кинематического профиля угла в тазобедренном суставе, напротив, отмечается тенденция к увеличению вариативности ходьбы. Изменения в большинстве выбранных для анализа точек суставных траекторий в рассматриваемой группе ( $n=31$ ; 62 конечности) недостоверны при  $p=0,05$ . В то

же время, в точке максимального значения угла в КС в фазе заднего толчка средний  $V_i$  значимо ( $p < 0,05$ ) уменьшается после лечения.

Для ГС изменения средних  $V_i$  после лечения в группе тренировочного усугубления патологической позы ( $n=31$ ; 62 конечности) в различных анализируемых точках траекторий оказались разнонаправленными. Так, в 0% точке двойного шагового цикла отмечается достоверное ( $p < 0,05$ ) увеличение вариативности ходьбы. В точке минимального значения угла в фазе срединной опоры средний  $V_i$  в группе ( $n=31$ ; 62 конечности) недостоверно снижается. В точке максимума в фазе заднего толчка отмечается достоверное ( $p < 0,02$ ) снижение вариативности траекторных характеристик ГС. И, наконец, при минимальном значении угла в ГС в периоде переноса средний  $V_i$  незначимо ( $p < 0,05$ ) увеличивается в рассматриваемой группе ( $n=31$ ; 62 конечности).

После курса применения РНУ различия  $V_i$  между группой традиционной корригирующей настройки РНУ ( $n=30$ ; 60 конечностей) и группой тренировочного усугубления патологической позы ( $n=31$ ; 62 конечности) статистически достоверны в большинстве исследуемых точек суставных траекторий. И только в точке минимума угла в ГС в периоде переноса межгрупповые различия средних  $V_i$  после лечения статистически недостоверны при  $p=0,05$  (таблица 2). Итак, в большинстве анализируемых точек суставных траекторий средние  $V_i$ , отражающие «нестабильность» навыка ходьбы, более значительно меняются в сторону снижения после лечения в группе традиционной коррекции позы ( $n=30$ ; 60 конечностей) в сравнении с алогичными показателями группы тренировочного усугубления патологических установок нижних конечностей с помощью эластичных тяг устройства «Гравитон» ( $n=31$ ; 62 конечности).

Таким образом, традиционная корригирующая настройка РНУ, в отличие от временного усугубления патологической позы, приводит к формированию стабильного активного моторного навыка и улучшению статокинетической устойчивости, но достоверно ( $p < 0,05$ ) меньше альтернативного варианта настройки модулирует биомеханический рисунок ходьбы. Применение РНУ в корригирующей настройке можно считать оптимальной обучающей ходьбе технологией. Этот способ нейромоторного перевоспитания должен быть рекомендован детям, передвигающимся с дополнительной опорой, когда основной реабилитационной задачей является развитие навыка самостоятельной ходьбы. Тренировочное усугубление патологических установок бедра, голени и стопы с помощью эластичных тяг устройства «Гравитон», напротив, более значительно частично нормализует траекторные характеристики углов в суставах нижней конечности, но существенно меньше корригирующей настройки влияет на вариативность локомоции, и должно применяться в лечении самостоятельно передвигающихся больных ДЦП (GMFCS-I-II).

Адекватно переносимая осевая нагрузка, обеспечиваемая РНУ «Гравитон», экспериментально определена у 45 больных СД детей 3-12 лет (GMFCS-I-III), адаптированных к устройству после первой недели занятий, с помощью тарированного электронного динамометра и составляет  $147,83 \pm 60,11$  Н, или  $58,34 \pm 19,61\%$  относительно веса тела (в ньютонах). Аксиальная нагрузка слабо положительно коррелирует с массой тела (коэффициент линейной корреляции Пирсона  $r_{xy} = 0,4951$ ) и средне – с возрастом ребенка ( $r_{xy} = 0,5428$ ) и, очевидно, зависит от множества других факторов, в том числе, от исходного уровня общей моторики больных ДЦП детей, соотношения «спастичность/парез мышц/патологические мышечные взаимодействия» и других. Интересно, что у большинства детей (84,4%, n=45) осевая нагрузка была распределена между тягами неравномерно, причем у 75,6% пациентов (n=45) наибольшую нагрузку обеспечивали тяги, установленные на голених сзади. Эти данные соотносятся с известными особенностями иннервационного стереотипа вертикальной позы здоровых людей, характеризующейся преимущественной активностью мышц задней поверхности голени (А.С. Витензон с соавт., 1999, 2003). Компенсируя силой упругой деформации тяг дефицит функции трехглавых мышц голени, РНУ улучшает статокINETическую устойчивость больных ДЦП.

Рентгенологический мониторинг пациентов, страдающих сублюксацией бедра (n=77), проведен посредством анализа ангулометрических параметров до и после одного года применения аппарата (таблица 3). Выявлено положительное статистически достоверное влияние абдукционного аппарата на степень покрытия головки бедра (угол Виберга,  $p < 0,001$ ) и форму вертлужной впадины (ацетабулярный индекс,  $p < 0,05$ ), несмотря на действие осевой компрессионной нагрузки, обеспечиваемой РНУ «Гравитон» в процессе проведения не менее двух курсов кинезитерапии в течение периода мониторинга.

Влияние абдукционного аппарата бедра на проекционный шейечно-диафизарный угол (ПШДУ) после одного года применения было статистически незначимым, а на степень антеторсии проксимального эпифиза бедра – незначительным (индекс Рябцева  $I_r = 0,0447$  соответствует определению «весьма низкий уровень различия структур»).

**Таблица 3.** Динамика ангулометрических параметров до и после одного года применения абдукционного аппарата (n=96\*)

Ангулометрический параметр	Ацетабулярный индекс	Угол Виберга	ПШДУ
До применения аппарата	$27,81 \pm 7,03$	$9,09 \pm 3,95$	$158,39 \pm 11,83$
После применения аппарата	$25,33 \pm 7,11$	$11,23 \pm 4,26$	$155,98 \pm 11,61$

<i>p-value</i>	<0,05	<0,001	**
----------------	-------	--------	----

\* 77 больных ДЦП, страдающих спастическим подвывихом бедра, у 19 из них – двусторонний подвывих; \*\* недостоверно при  $p=0,05$

Однако наиболее важен факт отсутствия отрицательной динамики в рентгеноанатомии тазобедренных суставов при спастическим подвывихе бедра на фоне повторного применения РНУ с включением в его конструкцию абдукционного аппарата, что позволяет рекомендовать применение нагрузочной кинезитерапии для развития активных моторных навыков у детей, страдающих коморбидной ДЦП сублюксацией бедра. Таким образом, при условии применения абдукционного аппарата в режиме постоянного ношения при бодрствовании нестабильное состояние тазобедренных суставов не является препятствием для применения РНУ «Гравитон» с целью абилитации двигательных навыков у больных ДЦП.

Применение дифференцированного подхода к настройке РНУ, включение в его конструкцию абдукционного аппарата при сублюксации бедра или высоком риске ее развития на фоне спастичности аддукторов бедер, дополнительная тренировка силовых компонентов локомоции методом ФЭС мышц в ходьбе приводит к закономерному формированию активных двигательных навыков у детей группы исследования ( $n=315$ ) после повторных (не менее 4-х) курсов лечения в течение трехлетнего периода мониторинга.

Оценка структуры группы больных СД ( $n=245$ ) до и после повторных курсов лечения в течение периода наблюдения (2008-2011 гг.) в зависимости от минимально необходимой поддержки или опоры при ходьбе представлена на рис. 3. Как показывает диаграмма рис. 3, после повторных курсов лечения увеличивается число больных, имеющих более высокий уровень двигательного развития, такой как самостоятельная ходьба и ходьба с минимальной дополнительной опорой, тогда как число пациентов, нуждающихся в высокой поддержке или поддержке за две руки при вертикализации, закономерно снижается. Статистический анализ изменений в структуре группы ( $n=245$ ) с использованием градуированного индекса Рябцева выявил достоверность отличий, соответствующих определению «значительный уровень различия структур» ( $I_r = 0,3165$ ) по шкале оценки меры существенности различий.

Статистический анализ теста стояния на паретичной ноге в группе больных гемипаретической формой ДЦП до и после лечения ( $n=50$ ) с использованием парного непараметрического Т-критерия Вилкоксона демонстрирует значимое ( $p<0,01$ ) улучшение статокINETической устойчивости детей после повторных курсов лечения методом ДПК с применением РНУ «Гравитон» и методом ФЭС мышц в ходьбе.

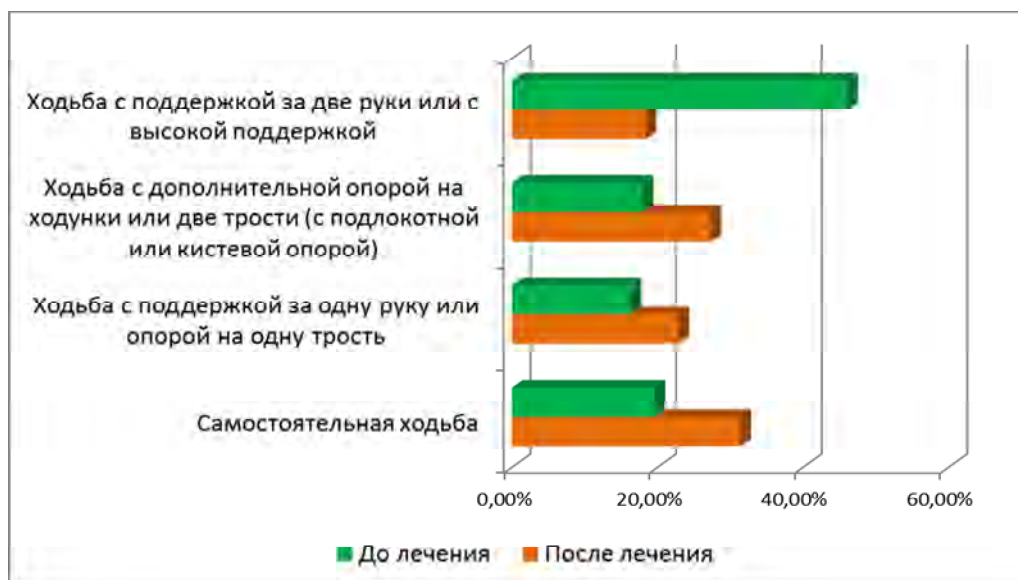


Рис. 3. Сравнительная оценка долей пациентов, передвигающихся самостоятельно или с различными видами опоры или поддержки, в структуре группы больных спастической диплегией (n=245) до и после повторных курсов лечения

### Выводы

1. Ходьба больных различными спастическими формами ДЦП характеризуется снижением буферных свойств опорной конечности, выражающемся в увеличении силы переднего толчка (в среднем на 32,2% к весу тела при спастической диплегии), отсутствии сгибания опорной ноги в коленном суставе в фазе срединной опоры (15% времени двойного шагового цикла). Начало контакта с опорой осуществляется передним отделом стопы, снижена сила заднего толчка (в среднем на 24,4% к весу тела при спастической диплегии).
2. Низкая статокINETическая устойчивость больных спастической диплегией выражается в увеличении относительной длительности периода опоры (в среднем на 5,2% в сравнении с нормальной локомоцией), значительном (более чем в 2 раза) увеличении периода двойной опоры, избыточной амплитуде высокочастотных гармоник в нормированном спектре вертикальной и продольной компонент опорных реакций;
3. При опоре на неповрежденную нижнюю конечность больных гемипаретической формой ДЦП выявлены компенсаторные биомеханические изменения: избыточное сгибание голени в коленном суставе в 0% точке времени двойного шага, «штампующий» контакт стопы с опорой, увеличение длительности периода опоры, увеличение силы заднего толчка в среднем на 9,1% к весу тела относительно эталонного значения.

4. Применение устройства «Гравитон» в традиционной корригирующей настройке достоверно ( $p < 0,01$ ) снижает средние коэффициенты вариации в наиболее значимых точках кинематических профилей углов в суставах нижней конечности, но оказывает меньшее нормализующее влияние на биомеханический рисунок ходьбы в сравнении с тренировочным усугублением патологической позы;

5. Применение устройства «Гравитон» в настройке, обеспечивающей усугубление патологических установок бедра, голени и стопы, способствует частичной нормализации траекторных суставных характеристик при ходьбе больных ДЦП, но не оказывает существенного влияния на вариативность кинематических параметров. Основным критерий выбора усугубления патологической позы в качестве оптимального способа нейромоторного перевоспитания – наличие сформированного навыка самостоятельной ходьбы;

6. Величина адекватно переносимой больными ДЦП детьми аксиальной компрессионной нагрузки варьирует в широком диапазоне, слабо положительно коррелирует с массой тела (коэффициент линейной корреляции Пирсона  $r_{xy} = 0,4951$ ) и средне – с возрастом детей ( $r_{xy} = 0,5428$ ) и составляет  $58,34 \pm 19,61\%$  относительно веса тела в ньютонах.

7. Одновременное применение устройства «Гравитон» и абдукционного аппарата у больных ДЦП, страдающих спастическим подвывихом бедра, позволяет нивелировать негативное влияние осевой нагрузки на состояние тазобедренных суставов и, таким образом, расширить показания к применению устройства «Гравитон», что подтверждается достоверным увеличением степени покрытия головки бедра ( $p < 0,001$ ) при исходном спастическом подвывихе бедра после одного года применения абдукционного аппарата в режиме постоянного ношения при бодрствовании.

8. Отсутствие существенных различий между первым максимумом вертикальной компоненты акселерограммы центра масс голени при ходьбе больных спастической диплегией ( $3,04 \pm 1,26\%$  времени двойного шагового цикла) и здоровых детей ( $1,72 \pm 0,70\%$ ), позволяет использовать этот параметр для управления временной программой функциональной электростимуляции мышц с помощью комплекса «АКорД» у данной категории пациентов.

#### **Практические рекомендации:**

1. Для оптимизации результативности нагрузочной кинезитерапии больных спастическими формами ДЦП необходимо сосредоточить усилия на улучшении буферных свойств опорной конечности и увеличении силовых компонентов ходьбы, тренировке заднего толчка – улучшении функции задней группы мышц голени в частности и всех мышечно-разгибателей нижней конечности в целом.

2. При необходимости коррекции двигательного стереотипа самостоятельно передвигающихся больных спастическими формами ДЦП (GMFCS-I, GMFCS-II) способом выбора является тренировочное усугубление патологической позы с помощью временного замещения функции антагонистов мышц, парез которых определяет характер целостного двигательного акта, силой упругой деформации эластичных тяг устройства «Гравитон». Этот способ настройки оптимален для частичной нормализации двигательного стереотипа больных.

3. При необходимости обучения самостоятельной ходьбе, улучшения статокINETической устойчивости, в случае выраженного пареза мышц (GMFCS-III, GMFCS-IV) оптимальным способом настройки устройства «Гравитон» является коррекция патологической позы.

4. С целью контроля корректности выбранного способа настройки устройства «Гравитон» необходимо применять видеонализ движений и дистанционную функциональную электромиографию. Эти высокочувствительные методы исследования могут выявить минимальные, клинически неочевидные, изменения в двигательном стереотипе пациента уже на ранних этапах лечения.

5. В случае формирования спастического подвывиха бедра или высокого риска его развития применение устройства «Гравитон» возможно при условии включения в его конструкцию абдукционного аппарата. Абдукционный аппарат обеспечивает защиту тазобедренных суставов от негативного влияния осевой (весовой) и ударной нагрузки в условиях снижения рессорной функции опорной конечности и патологического влияния силового дисбаланса обслуживающих тазобедренный сустав мышц. Рекомендуемый режим применения аппарата – постоянное ношение при бодрствовании. Абдукционный аппарат должен быть назначен на длительный (не менее одного года) период применения, в течение которого необходимо контролировать и осуществлять его этапную настройку (1 раз в 3 месяца) по мере снижения тонуса приводящих мышц.

6. Для оптимизации управления временной программой функциональной электростимуляции мышц в ходьбе при выраженном нарушении двигательного стереотипа у больных спастической диплегией целесообразно использование вертикальной компоненты акселерограммы центра масс голени.

#### **Список научных работ, опубликованных по теме диссертации**

1. *N. Titarenko, K. Semenova, A. Kurenkov, A. Voronov.* Rehabilitation of Cerebral Palsy Children Using the “Gravistat” Device“// XV INTERNATIONAL INTERBOR CONGRESS on Prosthetic and Orthotics. Final Programme & Abstract Book”. Budapest. Hungary. – 1–4 June 2003. – S8/10.

2. *Куренков А.Л., Доценко В.И., Семенова К.А., Титаренко Н.Ю.* Динамика электронейромиографических показателей до и по завершении курса лечения с использованием рефлекторно-нагрузочного устройства «Гравистат»// Вестник практической неврологии. – 2003. – №7. – С. 125-127.
3. *Титаренко Н.Ю., Воронов А.В., Доценко В.И., Титаренко К.Е., Левченкова В.Д., Политова И.Я.* Компьютерный видеоанализ движений в оценке восстановительного лечения детей с резидуальным нейромоторным дефицитом// Функциональная диагностика. – 2006. – №3. – С. 69-75.
4. *Воронов А.В., Титаренко Н.Ю.* Исследование биомеханических характеристик ходьбы больных спастической диплегией// Семенова К.А. Восстановительное лечение детей с перинатальным поражением нервной системы и детским церебральным параличом, М.: Закон и порядок, 2007. – 612 с. – С. 531-553.
5. *Титаренко Н.Ю., Аверкин А.В., Дворовой М.В., Семенова К.А.* Новые подходы к применению метода динамической проприоцептивной коррекции в восстановительном лечении больных спастической диплегией// Вестник восстановительной медицины. – 2011. – №6. – С. 24-31.
6. *Титаренко Н.Ю., Дворовой М.В.* Динамическое ортезирование: применение абдукционных аппаратов для профилактики и лечения спастического подвывиха бедра при ДЦП// Вестник всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. – 2011. – № 4(46). – С. 42-45.
7. *Титаренко Н.Ю., Дворовой М.В.* Метод динамического ортезирования как фактор увеличения реабилитационного потенциала детей с коморбидным подвывихом бедра при дизонтогенетических заболеваниях центральной нервной системы// Практическая медицина. – 2012. – № 2(57). – С. 275-279.
8. *Титаренко Н.Ю., Воронов А.В.* Экспериментальное изучение влияния рефлекторно-нагрузочного устройства «Гравистат»/«Гравитон» на иннервационный стереотип ходьбы больных спастической диплегией// Журнал неврологии и психиатрии им С.С. Корсакова. – 2012. – №7. Выпуск 2. – С. 18-23.
9. *Титаренко Н.Ю., Аверкин А.В., Доценко В.И., Левченкова В.Д., Политова И.Я., Семёнова К.А.* Эффективность различных способов нейромоторного перевоспитания двигательного стереотипа больных детским церебральным параличом в форме спастической диплегии с применением устройства «Гравитон»// Вопросы современной педиатрии. – 2013. – Т. 12, №6. – С. 40-46.
10. *Титаренко Н.Ю., Левченкова В.Д., Семёнова К.А., Политова И.Я., Дворовой М.В.* Применение методов сенсорного моделирования локомоций у больных ДЦП



**в форме спастической диплегии// Практическая медицина. – апрель 2014. – № 2(78). – С. 180-185.**