

Н.Ю. Титаренко¹, А.В. Аверкин², В.И. Доценко³, В.Д. Левченкова¹, И.Я. Политова¹, К.А. Семёнова¹

¹ Научный центр здоровья детей РАМН, Москва, Российская Федерация

² Научно-производственный центр «Огонек», Москва, Российская Федерация

³ Научно-медицинская фирма «Статокин», Москва, Российская Федерация

Эффективность различных способов нейромоторного перевоспитания двигательного стереотипа больных детским церебральным параличом в форме спастической диплегии с применением устройства «Гравитон»

Контактная информация:

Титаренко Наталья Юрьевна, младший научный сотрудник отделения восстановительного лечения детей с церебральными параличами НЦЗД РАМН

Адрес: 119602, Москва, Мичуринский проспект, д. 74, тел.: (495) 430-80-73, e-mail: schperrung@yandex.ru

Статья поступила: 27.10.2013 г., принята к печати: 23.12.2013 г.

Цель исследования: произвести сравнительный анализ эффективности одного курса применения рефлекторно-нагрузочного устройства (РНУ) в традиционной корригирующей настройке и в настройке, реализующей временное усугубление патологических установок нижних конечностей, при тренировке в РНУ больных детским церебральным параличом в форме спастической диплегии. **Пациенты и методы:** в исследовании принял участие 61 больной спастической диплегией средней степени тяжести в возрасте 8–12 лет. Исходный паттерн передвижения пациентов характеризовался флексией голени в коленных суставах ($n = 61$); 30 пациентам группы применялась корригирующая настройка РНУ, 31 пациенту с помощью тяг РНУ в процессе тренировки увеличивали выраженность патологических установок нижних конечностей. **Результаты:** после курса лечения, состоящего из 20 занятий в РНУ, ходьба больных группы корригирующей настройки РНУ ($n = 30$) характеризовалась меньшей вариативностью, тогда как в группе тренировочного усугубления патологической позиции нижних конечностей ($n = 31$) отмечена более выраженная частичная нормализация кинематических профилей углов в суставах нижних конечностей. **Выводы:** традиционная корригирующая настройка РНУ является оптимальным обучающим самостоятельной ходьбе способом нейромоторно-перевоспитания больных, тогда как тренировочное увеличение выраженности патологических установок нижних конечностей лучше модулирует патологический двигательный стереотип и должно применяться с целью коррекции ходьбы у самостоятельно передвигающихся больных.

Ключевые слова: детский церебральный паралич, спастическая диплегия, метод динамической проприоцептивной коррекции, рефлекторно-нагрузочное устройство.

(Вопросы современной педиатрии. 2013; 12 (6): 101–107)

101

N.Yu. Titarenko¹, A.V. Averkin², V.I. Dotsenko³, V.D. Levchenkova¹, I.Ya. Politova¹, K.A. Semyonova¹

¹ Scientific Centre of Children Health of RAMS, Moscow, Russian Federation

² Research-and-Production Centre «Ogonek», Moscow, Russian Federation

³ Scientific Medical Company «Statokin», Moscow, Russian Federation

Efficacy of Various Methods of Neuromotor Correctional Training of Locomotive Stereotype in Patients with Spastic Diplegia Form of Infantile Cerebral Paralysis with the Means of «Graviton» Device

Aim: to compare efficacy of one course of reflex-load device (RLD) at standard regimen and at regimen of temporary aggravation of pathological placing of the lower extremities during the training of patients with spastic diplegia form of infantile cerebral paralysis.

Patients and methods: 61 children aged from 8 to 12 years old with moderate spastic diplegia were included into the study. The initial pattern of locomotion was characterized by cneial flexion in the knee joints ($n = 61$); among them 30 patients were applied correctional regimen of RLD, in 31 patient the severity of pathological placing of the lower extremities was increased by the means of traction of RLD. **Results:** after the treatment course (consisting of 20 sessions in RLD), ambulation of the patients in the group of correctional regimen of RLD ($n = 30$) was characterized by the less diversity, while in the group of training aggravation of the pathological position of the lower extremities ($n = 31$) more significant partial normalization of kinetic pattern of the articular angles in the lower extremities was observed. **Conclusions:** standard correctional regimen of RLD is an optimal method of neuromotor correctional training, while training aggravation of the severity of pathological positions of the lower extremities has better effects on modulation of locomotive stereotype and should be used in order to correction of ambulence in patients with independent ability to move.

Key words: infantile cerebral paralysis, spastic diplegia, method of dynamic proprioceptive correction, reflex-load device.

(Voprosy sovremennoi pediatrii — Current Pediatrics. 2013; 12 (6): 101–107)

ВВЕДЕНИЕ

Рефлекторно-нагрузочное устройство (РНУ) «Гравистат» и его последующую модификацию — РНУ «Гравитон» используют для реализации метода динамической проприоцептивной коррекции (ДПК) в восстановительном лечении больных детским церебральным параличом (ДЦП) вот уже более 13 лет [1]. ДПК — метод сенсорного моделирования физиологических образов движений посредством корректирующего воздействия на периферический нервно-мышечный аппарат, которое адресовано присущему всей жизни человека свойству пластичности центральной нервной системы [2]. РНУ «Гравитон» представляет собой систему эластичных тяг, установленных в противовесе на передней и задней поверхности тела пациента (рис. 1). Аксиальные тяги обеспечивают дозированную компрессионную нагрузку, направленную вдоль длинной оси тела, а с помощью дополнительных тяг реализуется тот или иной способ нейромоторного перевоспитания патологического двигательного стереотипа конкретного больного ДЦП. До настоящего времени способом выбора настройки РНУ считалась коррекция патологических установок бедра, голени и стопы, максимально приближающая их позицию к физиологической. В то же время в пилотных исследованиях показана частичная нормализация неоптимальной позы и стереотипа ходьбы больных ДЦП после тренировочного усугубления патологической позиции нижних конечностей с помощью эластичных тяг РНУ [3, 4]. Такая настройка устройства согласуется с описанным в классических трудах выдающегося физиолога Ch. S. Sherrington принципом воздействия на антагонисты с целью тренировки мышц-агонистов [5].

Этот же физиологический принцип активации требуемого движения через предшествующее ему т. н. противодвижение (например, тренировка разгибания конечности через пассивную гиперфлексию) лежит в основе широко применяемых кинезитерапевтических приемов, предложенных известным специалистом в области нейромоторного перевоспитания W. M. Phelps.

Цель исследования: сравнить влияние двух способов настройки РНУ — коррекции и временного усугубления патологических установок бедра, голени и стопы — на кинематические характеристики ходьбы больных ДЦП в форме спастической диплегии.

ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

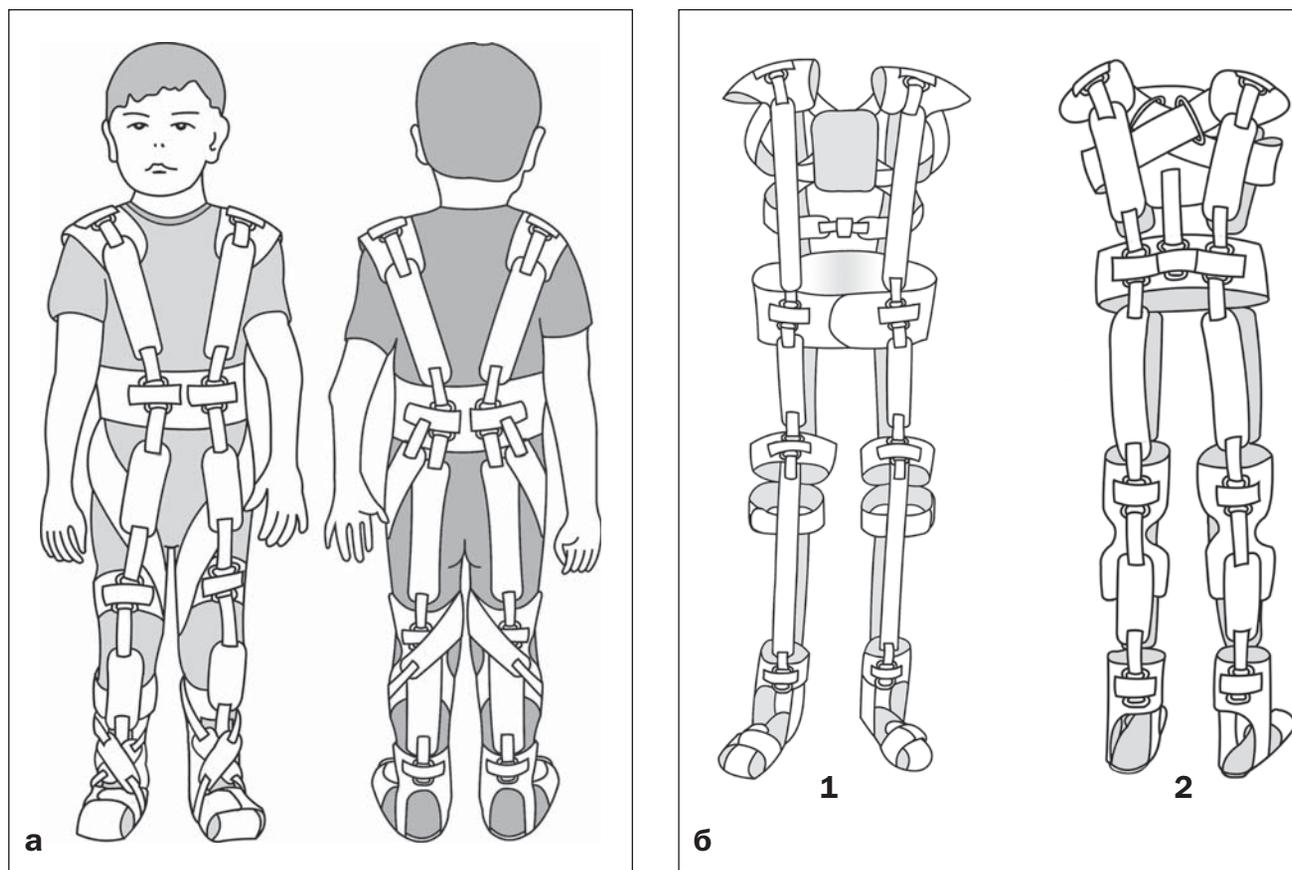
Участники исследования

В исследовании принял участие 61 больной спастической диплегией в возрасте 8–12 лет (средний возраст $9,89 \pm 1,53$ года). Пациенты передвигались самостоятельно, с поддержкой за одну руку или опорой на одну трость. Исходный паттерн передвижения у них характеризовался флексией голени в коленных суставах ($n = 61$). Эталонную группу составили здоровые сверстники ($n = 12$, средний возраст $9,83 \pm 1,70$ года, 7 мальчиков и 5 девочек).

Критерии включения:

- соответствие критериям диагноза ДЦП в форме спастической диплегии согласно предложенной К.А. Семёновой рабочей классификации форм и стадий ДЦП, утвержденной в 1972 г. Минздравом СССР [1];

Рис. 1. Рефлекторно-нагрузочное устройство «Гравитон»



Примечание. а — на ребенке, б — схема конструкции (1 — вид спереди, 2 — вид сзади).

- исходный общий уровень моторики по системе классификации больших моторных функций — не ниже GMFCS-III [6];
- уровень интеллекта больного, достаточный для активного участия в процессе восстановительного лечения, прежде всего способность адекватно выполнять инструкции методиста.

Критерии исключения:

- наличие регламентированных противопоказаний к применению нагрузочной кинезитерапии [1];
- фибротомии, ортопедо-хирургические и денервирующие нейрохирургические вмешательства в анамнезе;
- наличие имплантированных хронических эпидуральных электродов или баклофеновой помпы;
- введение препаратов ботулинического токсина менее чем за 1 мес до включения в исследование;
- рекурвация голени в коленных суставах при ходьбе в период опоры.

Такой выбор пациентов был обусловлен несколькими факторами. Во-первых, спастическая диплегия — наиболее распространенная форма ДЦП [1]. Во-вторых, течение заболевания средней степени тяжести (GMFCS-I, GMFCS-II, GMFCS-III) характеризуется формированием типичного для этой формы ДЦП патологического двигательного стереотипа. В-третьих, при тяжелом течении болезни значительная выраженность слабости произвольной моторики и спастичности отдельных мышечных групп может препятствовать развитию активного противодействия мышц-антагонистов утрирующей патологии позы на нагрузке. И, наконец, необходимость исключения из исследования пациентов, паттерн передвижения которых характеризовался рекурвацией голени в коленных суставах в период опоры, обуславливалась невозможностью усреднения кинематических параметров в клинически неоднородной группе, особенно при анализе кинематического профиля угла в коленном суставе.

26 человек группы исследования ($n = 61$) передвигались самостоятельно (GMFCS-I, GMFCS-II), 35 — с поддержкой за 1 руку или опорой на 1 трость (GMFCS-III).

Методы исследования

Вся группа исследования ($n = 61$) была рандомизирована на 2 группы сравнения для изучения влияния на двигательный стереотип больных 2 альтернативных способов настройки РНУ. В каждую группу было включено по 13 самостоятельно передвигающихся больных (GMFCS-I, GMFCS-II), причем выбор больных для каждой группы был случайным. Остальных пациентов (GMFCS-III) распределили между группами также случайным образом (табл. 1).

Как видно из табл. 1, обе группы были сравнимы по полу, возрасту и исходному уровню развития двигательных навыков.

Детям обеих групп проводили 1 курс восстановительного лечения методом ДПК с применением РНУ, состоявший из 20 занятий по схеме пятидневной рабочей недели. В субботние и воскресные дни занятий не было. Продолжительность одного занятия составляла 1,5 ч. В течение этого времени каждому пациенту последовательно выполняли сегментарный дифференцированный массаж и непосредственную тренировку в РНУ под контролем профессионально обученного методиста с использованием индивидуально подобранного комплекса лечебной гимнастики. Дополнительно всем пациентам были применены вспомогательные методики: наружная пневмокомпрессия нижних конечностей в режиме «бегущая волна» с помощью аппарата «Лимфа-Э», электромиоэлектрический вертебральный тренажер «Свинг-машина», ортезирование, после каждого занятия — лечебные уклады с отягощением. Другие физические факторы и фармакотерапию в курс восстановительного лечения не включали.

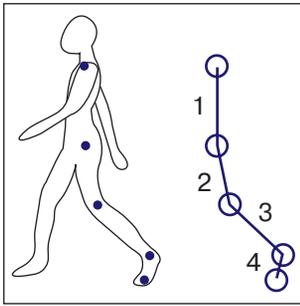
Настройка РНУ для пациентов первой группы ($n = 30$) была традиционной, т.е. помимо аксиальной нагрузки им устанавливали дополнительные эластичные тяги, корригирующие патологические установки бедра, голени и стопы каждой нижней конечности. Пациентам второй группы ($n = 31$) с помощью РНУ, помимо обеспечения аксиальной нагрузки, дополнительными тягами временно усугубляли патологическую позицию бедра, голени и стопы каждой нижней конечности. Аддукторную установку бедра не утрировали в связи с возможным негативным влиянием такой настройки на позицию головки бедра в вертлужной впадине. При развитии мышечного утомления тяги, усиливающие выраженность патологических установок, снимали, оставляя только цепи осевой нагрузки.

Кинематику ходьбы детей обеих групп ($n = 61$) исследовали до начала курса занятий и после 20-го занятия методом видеоанализа движений с помощью оптико-электронной системы StarTrace. Световозвращающие маркеры диаметром 2,5 см размещали с латеральной стороны тела ребенка, в области проекции биомеханических центров фронтальной оси вращения в суставах (плечевом, тазобедренном, голеностопном), а также в области головки пятой плюсневой кости (рис. 2). Исследовали двойной шаговый цикл — минимальный модуль ходьбы человека, ограниченный периодом времени от начала контакта стопы (в норме — пятки) с опорой до начала следующего контакта этой же стопы с опорой [3]. Длительность двойного шагового цикла была принята за 100% для построения усредненных кинематических профилей на основании обработки видеопоследовательностей попыток, близких по темпу перемещения. Кинематические параметры рассматривали в относительной временной зависимости (в точках 0; 15% и так далее от начала шагового цикла).

Таблица 1. Группа исследования ($n = 61$) для сравнительного анализа эффективности одного курса применения рефлекторно-нагрузочного устройства

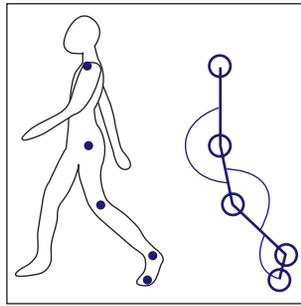
Группы сравнения	Вся группа ($n = 61$)				
	Возраст, полных лет ($M \pm SD$)	Пол (n , мальчики/девочки)	Самостоятельная ходьба (n)	Ходьба с опорой на одну трость (n)	Ходьба с поддержкой за одну руку (n)
Группа традиционной настройки РНУ ($n = 30$)	9,90 \pm 1,63	14/16	13	9	8
Группа утрирования позы ($n = 31$)	9,87 \pm 1,48	17/14	13	8	10

Рис. 2. Модель исследования, состоящая из 4 звеньев



Примечание. 1 — туловище, 2 — бедро, 3 — голень, 4 — стопа.

Рис. 3. Исследуемые углы



Для анализа кинематических профилей углов в суставах нижних конечностей была выбрана плоская биомеханическая модель тела, состоящая из 4 звеньев — туловище, бедро, голень и стопа (см. рис. 2). Направления отсчета исследуемых углов в суставах представлены на рис. 3.

Пациенты двигались босиком по локомоторной дорожке длиной 5,5 м в комфортном темпе (100–110 шагов в мин). Видеосъемку ходьбы осуществляли с правой и левой стороны тела. Исследовали траектории крупных суставов обеих нижних конечностей. Средние кинематические характеристики ходьбы каждого пациента рассчитывали по 12–15 двойным шаговым циклам. Условия ходьбы больных до и после применения лечения были стандартизированы: если ребенку до лечения требовалась опора на одну трость или поддержка за одну руку, такой же вид опоры (поддержки) ему обеспечивали и после курса лечения для видеосъемки, даже если в процессе курса лечения он обучился самостоятельной ходьбе. Это условие выполнялось потому, что при формировании навыка самостоятельной локомоции резко изменяются ее кинематические характеристики по сравнению с ходьбой с каким-либо видом поддержки, и сравнивать их между собой некорректно. Здоровые испытуемые ($n = 12$) ходили в том же темпе, что и больные спастической диплегией. Темп ходьбы здоровым детям задавали с помощью метронома.

Для количественной оценки эффективности лечения оценивали значения угловых перемещений в следующих точках относительного времени двойного шагового цикла:

- для каждого исследуемого сустава:
 - при постановке стопы на опору (0% времени двойного шага);
 - максимальное значение в фазе заднего толчка;
 - минимальное значение угла в периоде переноса;
- для коленного сустава дополнительно — в 15% точке (биомеханическая амортизация при нормальной ходьбе);
- для голеностопного сустава дополнительно — минимальное значение угла в фазе срединной опоры.

Для значений углов в исследуемых суставах в выбранных точках кинематических профилей патологической локомоции рассчитывали сумму отклонений по модулю от нормальной траектории. Эта сумма была названа коэффициентом девиации — K_d :

$$K_d = \sum_{i=1}^n |M_i - N_i|,$$

где M_i и N_i — средние величины значений угла в анализируемой точке кинематического профиля патологической и нормальной локомоции, соответственно.

Чем ниже величина K_d , тем больше кинематические профили угловых перемещений патологической локомоции приближаются к эталонным траекториям. Рассчитывали средние K_d для тазобедренного, коленного и голеностопного сустава в пределах каждой группы. Данные по одноименным суставам левой и правой конечности учитывали в одной совокупности, т.е. всего в обеих группах было исследовано $61 \times 2 = 122$ конечности; 60 — в пределах группы традиционной настройки ($n = 30$), и 62 — в пределах другой группы ($n = 31$). Затем проводили статистическую проверку достоверности различий между средним K_d для сустава каждого наименования между группами до лечения, в каждой группе — до и после лечения, между группами — после лечения.

Был также проведен статистический анализ коэффициентов вариации значений углов в суставах нижних конечностей в вышеперечисленных участках траекторий до и после курса лечения. Коэффициенты вариации были рассчитаны для всей исследуемой группы ($n = 61$) по формуле:

$$V_i = \delta_i / \bar{X}_i \times 100\%,$$

где V_i — коэффициент вариации; δ_i — стандартное отклонение; \bar{X}_i — среднее значение угла в i -й точке траектории.

Далее рассчитывали средний V_i для тазобедренного, коленного и голеностопного сустава в двух сравниваемых группах в каждой из выбранных для анализа участках траекторий до и после курса лечения. Как и при расчете K_d , данные по одноименным суставам левой и правой конечности учитывали в одной совокупности. Выполняли статистическую проверку нулевой статистической гипотезы о равенстве средних величин (V_i), рассчитанных в каждой из вышеперечисленных временных точек двойного шага, в сравниваемых группах испытуемых до лечения, в каждой группе до и после лечения и между группами после лечения. Уменьшение средней вариации после курса восстановительного лечения расценивали как проявление стабилизации навыка ходьбы и улучшения статокINETической устойчивости.

Статистическая обработка данных

Статистический анализ результатов выполнен с помощью программы STATISTICA v. 6.0 (StatSoft Inc., США). Анализ достоверности различий средних величин проводили с использованием критериев (для независимых и связанных совокупностей) и таблицы распределения критических точек Стьюдента (двусторонняя критическая область) при уровне значимости 0,05. Для независимых совокупностей использовали предварительное сравнение дисперсий с применением критерия и таблицы распределения критических точек Фишера–Снедекора при $p = 0,05$. Количественные данные представлены в табл. 2 и 3 в виде статистического среднего (оценка математического ожидания, M) \pm стандартное отклонение (SD).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Средние K_d суставов нижней конечности больных двух сравниваемых групп представлены в табл. 2.

Достоверных различий в средних K_d суставов одного наименования в двух сравниваемых группах до лечения при $p = 0,05$ не выявлено, т.е. в обеих группах траекторные характеристики углов в крупных суставах нижней конечности одинаково отличаются от нормальных.

Таблица 2. Средние коэффициенты девиации (K_d) траекторий суставов нижней конечности до и после курса применения рефлекторно-нагрузочного устройства в различных вариантах настройки

Суставы нижних конечностей, градусы		Группа традиционной настройки ($n = 30$; 60 конечностей)	Группа утрирования позы ($n = 31$; 62 конечности)
Тазобедренный сустав	До лечения	$54,7 \pm 15,5$	$54,1 \pm 15,3^D$
	После лечения	$50,9 \pm 15,1^{RRR}$	$45,0 \pm 14,8^{RRR S}$
Коленный сустав	До лечения	$67,9 \pm 17,5$	$69,1 \pm 17,2^D$
	После лечения	$62,7 \pm 17,3^{RRR}$	$55,8 \pm 16,7^{RRR S}$
Голеностопный сустав	До лечения	$34,1 \pm 10,0$	$36,3 \pm 10,1^D$
	После лечения	$32,4 \pm 9,3^{RRR}$	$28,4 \pm 9,4^{RRR S}$

Примечание. ^D — различия между группами не значимы при $p = 0,05$; ^{RRR} — различия до и после лечения в пределах группы значимы при $p < 0,001$; ^S — различия между группами значимы при $p < 0,05$.

Таблица 3. Средние коэффициенты вариации (V_i) в выбранных для анализа точках кинематограмм углов в суставах нижней конечности до и после курса применения рефлекторно-нагрузочного устройства в различных вариантах настройки

Суставы нижней конечности, %	Временные точки анализа	Группа традиционной настройки ($n = 30$; 60 конечностей)		Группа утрирования позы ($n = 31$; 62 конечности)	
		До лечения	После лечения	До лечения	После лечения
Тазобедренный сустав	0%	$3,89 \pm 1,26$	$3,13 \pm 1,05^{RRR}$	$3,83 \pm 1,27^D$	$3,87 \pm 1,20^{N SSS}$
	max	$4,72 \pm 1,56$	$3,82 \pm 1,41^{RRR}$	$4,71 \pm 1,51^D$	$4,57 \pm 1,60^{N SS}$
	min	$4,67 \pm 1,67$	$3,68 \pm 1,47^{RRR}$	$4,54 \pm 1,43^D$	$4,38 \pm 1,46^{N SS}$
Коленный сустав	0%	$4,01 \pm 1,30$	$2,89 \pm 1,17^{RRR}$	$4,07 \pm 1,21^D$	$3,90 \pm 1,01^{N SSS}$
	15%	$4,17 \pm 1,15$	$3,17 \pm 1,17^{RRR}$	$4,02 \pm 1,19^D$	$3,85 \pm 1,31^{N SS}$
	max	$4,31 \pm 1,72$	$3,52 \pm 1,50^{RRR}$	$4,37 \pm 1,47^D$	$4,12 \pm 1,49^R S$
Голеностопный сустав	min	$5,10 \pm 1,63$	$3,94 \pm 1,60^{RRR}$	$5,19 \pm 1,47^D$	$5,18 \pm 1,48^{N SSS}$
	0%	$3,86 \pm 1,29$	$3,20 \pm 1,10^{RRR}$	$3,72 \pm 1,39^D$	$4,00 \pm 1,23^R S$
	min ср. опоры	$4,45 \pm 1,62$	$3,65 \pm 1,50^{RRR}$	$4,33 \pm 1,45^D$	$4,22 \pm 1,47^{N S}$
	max	$4,79 \pm 1,64$	$3,78 \pm 1,58^{RRR}$	$4,87 \pm 1,42^D$	$4,53 \pm 1,44^R SS$
	min	$4,88 \pm 1,72$	$4,41 \pm 1,77^{RR}$	$4,61 \pm 1,54^D$	$4,74 \pm 1,63^{N D}$

Примечание. ^D — различия между группами не значимы при $p = 0,05$; ^N — различия в пределах одной группы до и после лечения недопустимы при $p = 0,05$; ^R — различия в пределах одной группы до и после лечения достоверны при $p < 0,05$; ^{RR} — различия в пределах одной группы до и после лечения значимы при $p < 0,01$; ^{RRR} — различия в пределах одной группы до и после лечения значимы при $p < 0,001$; ^S — различия между группами достоверны при $p < 0,05$; ^{SS} — различия между группами значимы при $p < 0,01$; ^{SSS} — различия между группами значимы при $p < 0,001$.

Как следует из табл. 2, после курса лечебных тренировок в РНУ средние K_d , рассчитанные для всех крупных суставов нижних конечностей, снижаются, т.е. кинематические профили исследуемых суставов приближаются к эталонным траекториям. Различия величин средних K_d в пределах каждой группы до и после лечения значимы при $p < 0,001$.

Однако анализ средних K_d одноименных суставов нижней конечности в двух исследуемых группах после курса применения РНУ (см. табл. 2) с использованием критерия Стьюдента для независимых выборок демонстрирует достоверные ($p < 0,05$) различия, свидетельствующие о более выраженной частичной нормализации угловых перемещений в группе временного утрирования патологической позы ($n = 31$; 62 конечности) в сравнении с группой традиционной корригирующей настройки устройства «Гравитон» ($n = 30$; 60 конечностей).

Таким образом, траекторные характеристики суставов нижней конечности наиболее близки к нормальным после одного курса тренировок в группе временного утрирования патологической позы с помощью эластичных тяг РНУ ($n = 31$; 62 конечности), что подтверждает результаты пилотных исследований [3, 4].

Средние коэффициенты вариации (V_i) представлены в табл. 3. До курса применения РНУ достоверных межгрупповых отличий средних V_i в каждой анализируемой точке суставных траекторий при $p = 0,05$ не выявлено.

После лечения в группе традиционной настройки РНУ ($n = 30$; 60 конечностей) — коррекции патологической позы больного с помощью эластичных тяг устройства — средние V_i во всех анализируемых точках относительного времени двойного шагового цикла достоверно (см. табл. 3) снизились.

В группе утрирования патологической позы ($n = 31$; 62 конечности) в большинстве анализируемых точек

времени отмечена тенденция к снижению средних V_i траекторных характеристик тазобедренного и коленного сустава (см. табл. 3). В 0% точке кинематического профиля угла в тазобедренном суставе, напротив, имела место 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 коленном суставе в фазе заднего толчка средний V_i значимо ($p < 0,05$) уменьшается после лечения.

Для голеностопного сустава изменения средних V_i после лечения в группе тренировочного усугубления патологической позы ($n = 31$; 62 конечности) в различных анализируемых точках времени оказались разнонаправленными: снижение или увеличение. Так, в 0% точке двойного шагового цикла зарегистрировано 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 снижался. В точке максимума в фазе заднего толчка установлено достоверное ($p < 0,02$) снижение вариативности траекторных характеристик голеностопного сустава. И, наконец, при минимальном значении угла в голеностопном суставе в точке минимума кинематического профиля угла в голеностопном суставе в периоде переноса межгрупповые различия средних V_i после лечения оказались статистически незначимы при $p = 0,05$ (см. табл. 3).

После курса применения РНУ различия V_i между группой традиционной корригирующей настройки РНУ ($n = 30$; 60 конечностей) и группой временного утрирования патологической позы ($n = 31$; 62 конечности) статистически достоверны в большинстве исследуемых точек кинематических профилей углов в суставах нижней конечности. И только в точке минимума кинематического профиля угла в голеностопном суставе в периоде переноса межгрупповые различия средних V_i после лечения оказались статистически незначимы при $p = 0,05$ (см. табл. 3).

Таким образом, в большинстве анализируемых точек суставных траекторий коэффициенты вариации, отражающие «нестабильность» навыка ходьбы, более значительно меняются в сторону снижения после лечения в группе традиционной коррекции позы ($n = 30$; 60 конечностей) по сравнению с аналогичными показателями группы тренировочного усугубления патологической позы с помощью эластичных тяг устройства ($n = 31$; 62 конечности).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведен сравнительный анализ двух принципиально различных способов настройки РНУ для восстановительного лечения больных ДЦП в форме спастической диплегии ($n = 61$), имеющих общий уровень развития больших моторных функций не ниже GMFCS-III [6]. Результаты исследования свидетельствуют о том, что традиционная корригирующая настройка РНУ ($n = 30$; 60 конечностей), в отличие от временного усугубления патологической позы, приводит к формированию устойчивого активного моторного навыка и улучшению статокINETической устойчивости, но значительно меньше, чем в группе сравнения ($n = 31$; 62 конечности), модулирует биомеханический рисунок ходьбы.

Тренировочное усугубление патологических установок бедра, голени и стопы ($n = 31$; 62 конечности) с помощью эластичных тяг устройства, напротив, более значительно частично нормализует траекторные характеристики углов в крупных суставах нижней конечности, но существенно меньше корригирующей настройки влияет на вариативность локомоции.

Можно сделать вывод о том, что оба способа настройки РНУ имеют право на существование, однако отвечают различным реабилитационным задачам. Традиционная коррекция патологической позы является оптимальной обучающей ходьбе технологией. Этот способ нейромоторного перевоспитания должен быть рекомендован детям, передвигающимся с дополнительной опорой, когда основной реабилитационной задачей является развитие и закрепление навыка самостоятельной ходьбы.

Если же больной ДЦП уже передвигается без дополнительной поддержки, то с целью частичного корригирующего воздействия, приближающего его локомоторный стереотип к физиологическому, ему должно быть рекомендовано временное усугубление патологической позы в качестве реабилитационного способа выбора. Такое усугубление обеспечивается тренировочным замещением силой упругой деформации эластичных тяг РНУ функции антагонистов мышц, парез которых определяет характер биомеханического рисунка патологической ходьбы и, видимо, способствует формированию «кинематической памяти» паретичных мышц. Ранее в связи с отсутствием доказательных исследований такой способ настройки конструкции устройства не применялся для восстановительного лечения детей, страдающих ДЦП в форме спастической диплегии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Семёнова К.А. Восстановительное лечение больных с резидуальной стадией детского церебрального паралича. М.: Антидор. 1999. 384 с.
2. Черникова Л.А. Пластичность мозга и современные реабилитационные технологии. *Анн. клин. и эксп. неврол.* 2007; 1 (2): 40–47.
3. Воронов А.В., Титаренко Н.Ю. Исследование биомеханических характеристик ходьбы больных спастической диплегией. В кн.: Восстановительное лечение детей с перинатальным поражением нервной системы и детским церебральным параличом. Под ред. К.А. Семёновой. М.: Закон и порядок. 2007. С. 531–553.
4. Титаренко Н.Ю., Воронов А.В. Экспериментальное изучение влияния рефлекторно-нагрузочного устройства «Гравистат»/«Гравитон» на иннервационный стереотип ходьбы больных спастической диплегией. *Журн. неврол. и психиатр. им. С.С. Корсакова.* 2012; 7 (2): 18–23.
5. Шеррингтон Ч.С. Интегративная деятельность нервной системы. Пер. с англ. Л.: Наука. 1969. 392 с.
6. Oeffinger D.J. Gross motor function classification system and outcome tools for assessing ambulatory cerebral palsy: a multicenter study. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2004; 4 (5): 311–319.