

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 616.831-009.2-053.2-07

Титаренко Н.Ю., Титаренко К.Е., Левченкова В.Д., Семёнова К.А., Воронов А.В., Доценко В.И., Смирнов И.Е.

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА НАРУШЕНИЙ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ У БОЛЬНЫХ ДЕТСКИМ ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ПАРАЛИЧОМ МЕТОДОМ ВИДЕОАНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДВУХМЕРНОЙ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ

Научный центр здоровья детей, 119991, Москва, Ломоносовский просп., 2, стр. 1

Представлена медицинская технология оценки кинематических характеристик ходьбы больных с различными формами детского церебрального паралича посредством видеорегистрации исследуемого движения и построения двухмерной четырехзвенной биомеханической модели тела испытуемого.

Высокая чувствительность метода видеоанализа позволяет выявлять минимальные, клинически неочевидные, изменения в двигательном стереотипе больного церебральным параличом уже на ранних этапах терапии. Это дает возможность прогнозировать эффективность и проводить своевременную коррекцию программы восстановительного лечения в случае негативного прогноза.

Технология может быть рекомендована к применению в специализированных отделениях восстановительного лечения детей с церебральным параличом, а также больных с нарушениями двигательных функций в результате перенесенной черепно-мозговой травмы, нейроинфекции или имеющих нейромоторный дефицит другого генеза.

Ключевые слова: детский церебральный паралич; видеорегистрация движений; двухмерная биомеханическая модель тела испытуемого; программы восстановительного лечения.

Titarenko N. Yu., Titarenko K. E., Levchenkova V. D., Semenova K. A., Voronov A. V., Dotsenko V. I., Smirnov I. E.

QUANTITATIVE EVALUATION OF MOTOR FUNCTIONS DISORDERS IN CEREBRAL PALSY PATIENTS BY MEANS OF VIDEOANALYSIS OF MOVEMENTS WITH THE USE A TWO-DIMENSIONAL BIOMECHANICAL MODEL.

Scientific Centre of Child Healthcare, 2, bld. 1, Lomonosov avenue, Moscow, Russian Federation, 119991

There is represented the medical technology for the assessment of the kinematic characteristics of walking in patients with various forms of cerebral palsy, made with the use of video recording of the test movement and the constructing of the two-dimensional four-link biomechanical model of the body of the subject. The high sensitivity of the method of videoanalysis permits to detect minimal clinically non-obvious changes in the movement patterns of cerebral palsy patient at the early stages of therapy. This gives the possibility to predict the effectiveness and perform timely correction for the program of recovery therapy in the case of event of a negative prognosis. The technology can be recommended for the use in specialized departments of rehabilitation treatment for children with cerebral palsy, as well as for patients with impairments of motor function resulted from craniocerebral trauma, neurological infection, or neuromotor deficits of an other origin.

Key words: cerebral palsy, video recording of movements, two-dimensional biomechanical model of the body of the subject, programs of recovery.

Детский церебральный паралич (ДЦП) является частой причиной детской неврологической инвалидности. Хотя ДЦП характеризуется расстройствами не только двигательных, но и перцептивных, речевых и нередко когнитивных функций, именно патология произвольной моторики является основной причиной социальной дезадаптации, ограничения жизнедеятельности и интеграции в общество больных.

Для корреспонденции (Correspondence to): *Титаренко Наталья Юрьевна*, канд. мед. наук, мл. науч. сотр. отделения восстановительного лечения детей с церебральными параличами ФГБНУ НЦЗД, e-mail: schperrung@yandex.ru

Патологические мышечные взаимодействия, функционирующие на основе врожденных тонических рефлексов (лабиринтный тонический, симметричный шейный тонический рефлексы и др.), и нарушения функциональной системы антигравитации препятствуют созреванию выпрямительных реакций головы и туловища и в дальнейшем искажают программу развития навыков стояния и ходьбы. Современные методы терапевтической коррекции двигательных нарушений при ДЦП направлены на функциональную нейропластическую реорганизацию структур двигательного анализатора [1].

В связи с этим актуально использование объективных инструментальных методов оценки характера

двигательных нарушений при ДЦП с целью экспертизы и контроля корректности применяемых методов восстановительного лечения больных.

Применение инструментальных систем дистанционной регистрации ходьбы как основной локомоции человека с целью иллюстративного и количественного анализа кинематических характеристик и выявления патологических клинико-биомеханических коррелятов у больных ДЦП способствует более глубокому пониманию патогенетических особенностей этого труднокурабельного заболевания. Расширение представлений о механизмах формирования стойкого искажения программы двигательного развития у детей с церебральным параличом является основой для разработки новых методов лечения этой категории больных [2].

Данная медицинская технология показана детям в возрасте 3–18 лет с различными формами ДЦП, имеющим общий уровень развития больших моторных функций I–III по GMFCS, больным с нарушениями двигательных функций в результате перенесенных черепно-мозговой травмы, инсульта или нейроинфекции. Противопоказаний нет. Нецелесообразно использовать технологию для исследования больных, передвигающихся с высокой поддержкой, поддержкой за две руки или за таз, т. е. имеющих уровень развития больших моторных функций IV–V по GMFCS.

Для обеспечения данной медицинской технологии необходимо наличие: аппаратно-программного комплекса «Видеоанализ движений»: скоростной видеокамеры стандарта USB 3.0; галогенного прожектора-осветителя; тест-объекта; комплекта световозвращающих маркеров; персонального компьютера под управлением Microsoft Windows; пакета программ StarTrace 2D.

Описание медицинской технологии

Программная часть видеоанализирующего комплекса выполняет следующие операции: автоматическую обработку координат маркеров тела человека; численное сглаживание кинематических характеристик; графическое представление биомеханической информации (в том числе построение фазовых траекторий угол–угловая скорость (метод фазовой плоскости), графиков зависимости между углами в суставах, так называемых угловых синкинезий).

Программное обеспечение комплекса «Видеоанализ движений» [3] позволяет создавать любые плоские многозвенные модели с целью исследования наиболее сложных биологических двигательных актов, к которым относится локомоция человека (рис. 1).

Кинематика движения биомеханической модели синхронизирована с перемещением метки на графиках угловых и линейных кинематических характеристик, что позволяет сочетать иллюстративный и количественный анализы локомоций. Программное обеспечение комплекса «Видеоанализ движений» дает возможность строить усредненные профили суставных углов, угловых скоростей, рассчитывать стандартные отклонения, проводить сравнительный анализ результатов исследования нескольких испы-

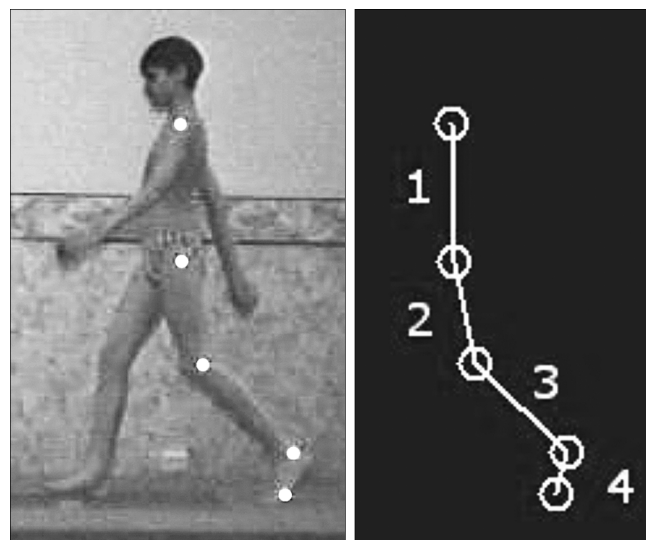


Рис. 1. Четырехзвенная модель исследования.

Сверху вниз звенья модели: 1 – туловище; 2 – бедро; 3 – голень; 4 – стопа.

туемых или одного испытуемого в разные периоды времени, использовать для сравнения эталонные варианты.

Положение маркеров. Световозвращающие (отражающие направленный свет без рассеивания) маркеры диаметром 2,5 см размещают с латеральной стороны тела в области проекции центров вращения в суставах (плечевом, тазобедренном, голеностопном), а также на дистальной части стопы (см. рис. 1). Маркер плечевого сустава устанавливают на уровне ключовидного отростка, тазобедренного сустава – в области проекции наиболее выступающей части большого вертела. Маркер коленного сустава размещают выше латеральной проекции суставной щели на 2 см. В голеностопном суставе нижний край метки должен совпадать с нижним краем латеральной лодыжки. Маркер дистальной части стопы устанавливают в области головки пятой плюсневой кости.

Калибровка камеры. При калибровке камеры тест-объект (равнобедренный прямоугольный треугольник с длиной катета 1,14 м) располагают посередине локомоторной дорожки. Съемка тест-объекта необходима для привязки к реальным параметрам внешнего мира при исследовании линейных кинематических характеристик (перемещения, линейных скоростей и ускорения). Разрешение кадра составляет 1280 x 960 пикселей.

Регистрация кинематических характеристик локомоций. Для получения четкого изображения время выдержки кадра устанавливают не более 1/500 с. Частота регистрации – 60 кадров в секунду. Испытуемые (больные ДЦП) должны двигаться босиком в произвольном темпе (110–115 шагов/мин) по локомоторной дорожке длиной 5,5 м, совершая 10–15 последовательных попыток. Проводится видеосъемка ходьбы с правой и левой стороны тела.

Расстояние между испытуемым и камерой выбирается с учетом оптимального масштабного коэффи-

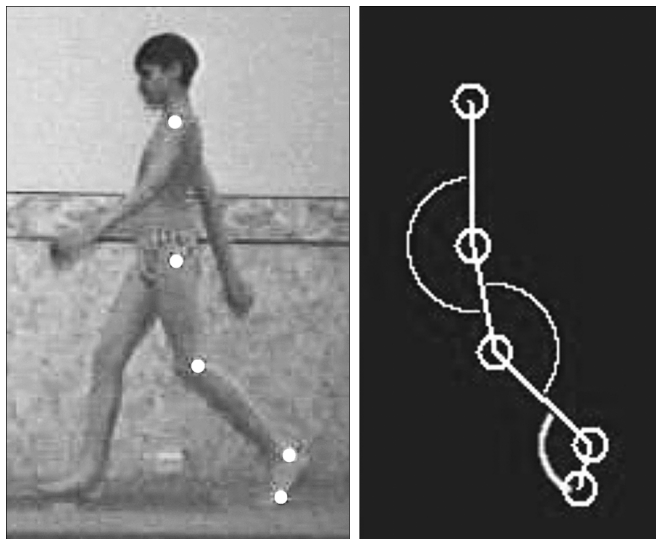


Рис. 2. Исследуемые углы.

Дугами обозначены направления отсчета углов сверху вниз: в тазобедренном, коленном, голеностопном суставах.

циента, который зависит от расстояния до объекта съемки и фокуса камеры. Оптимальное сочетание этих двух параметров способствует тому, что, с одной стороны, минимизируется ошибка определения координат, а с другой стороны, удастся избежать артефактов – краевых и перспективных искажений, вносимых объективом видеокамеры. Трансфокатором видеокамеры подбирают такое фокусное расстояние, чтобы в поле видения камеры попадали два последовательных двойных шага цикла.

Направление отсчета углов в суставах. Угол в тазобедренном суставе отсчитывают между продольными осями туловища и бедра со стороны вентральной поверхности тела испытуемого. Угол в коленном суставе – между продольными осями бедра и голени с дорсальной стороны. Угол в голеностопном суставе регистрируют между продольными осями голени и стопы со стороны передней поверхности голени и тыльной поверхности стопы (рис. 2).

Таким образом, регистрируют так называемые реальные, смежные с исследуемыми контактными биомеханическими системами углы в крупных суставах нижней конечности. «Реальные» углы более удобны для наглядной иллюстрации двигательных нарушений и анализа вызвавших эти нарушения причин.

Исследование ходьбы может проводиться в двух вариантах: на локомоторной дорожке длиной 5,5 м и на электромеханическом тренажере «Беговая дорожка».

Сравнительный анализ ходьбы больных ДЦП и здоровых детей. Для проведения сравнительного анализа патологической и нормальной ло-

комоции необходима регистрация кинематических параметров ходьбы здоровых сверстников больных ДЦП (так называемая эталонная группа). Для корректного сравнительного анализа необходимо, чтобы здоровые испытуемые были примерно одинаковой конституции, возраста и пола с больными церебральным параличом и двигались в том же темпе, что и больные ДЦП. Удобно задавать темп ходьбы здоровым детям с помощью метронома.

Метрологическая оценка точности регистрации кинематических характеристик. Проведенный метрологический эксперимент свидетельствует о высокой точности технологии анализа видеоряда ходьбы. Для оценки погрешности регистрации углов методом видеоанализа метки в одном и том же двойном шаговом цикле обрабатывали 5 раз, после чего рассчитывали среднее значение и стандартное отклонение для каждой временной точки двойного шагового цикла. Величины стандартных отклонений находятся в диапазоне $0,3^\circ < \delta < 1,6^\circ$ (рис. 3).

Особенности методики исследования кинематики ходьбы. Исследуется «атомарный» двигательный акт – двойной шаговый цикл – минимальный модуль ходьбы человека, ограниченный периодом времени от начала контакта стопы с опорой до начала следующего контакта этой же стопы с опорой. Длительность двойного шагового цикла принимают за 100% для построения усредненных кинематических профилей на основе обработки видеопоследовательностей попыток, близких по темпу перемещения. Кинематические параметры рассматривают в относительной временной зависимости (в точке 10, 20% и т. д. от начала шагового цикла). Усредненные данные менее подвержены влиянию случайных ошибок, поэтому их анализ более корректен.

Двойной шаговый цикл при нормальной ходьбе состоит из двух периодов: опоры и переноса. *Период*

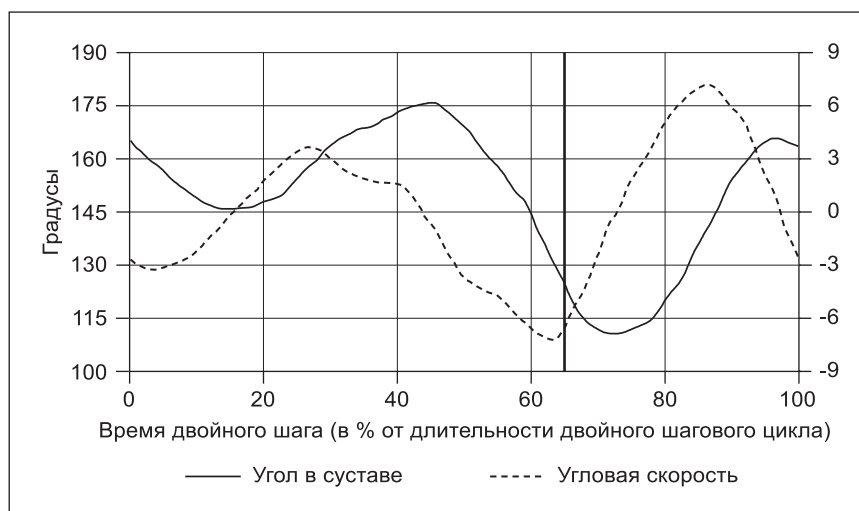


Рис. 3. Влияние случайных ошибок измерений на точность расчета углов и угловых скоростей методом видеоанализа на примере кинематического профиля коленного сустава.

Непрерывная и пунктирная линии – средние значения, точки – стандартные отклонения. Вертикальная линия разделяет периоды опоры и переноса. Угловая скорость обозначена в рад/с.

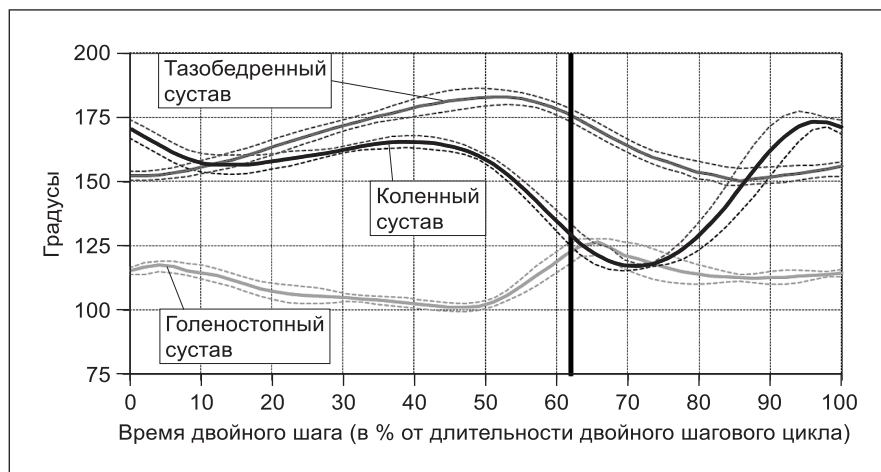


Рис. 4. Усредненные кинематические профили углов в суставах левой ноги при нормальной ходьбе ($n = 12$).

Сплошные линии – средние значения, пунктирные линии – стандартные отклонения. Темп ходьбы 110 шагов в минуту.

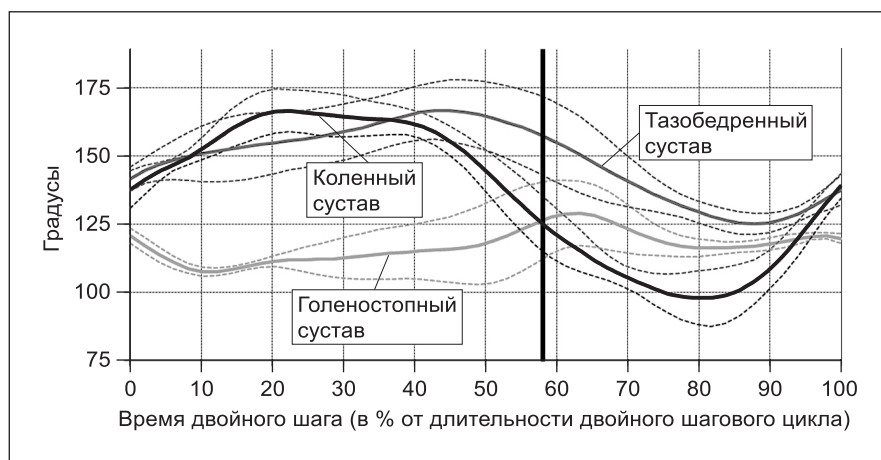


Рис. 5. Кинематические профили углов в суставах левой ноги при ходьбе ребенка 8 лет, большого спастической диплегией.

Сплошные линии – средние значения (15 двойных шаговых циклов), пунктирные линии – стандартные отклонения. Вертикальная линия отделяет периоды опоры и маха. Произвольный темп ходьбы 110 шагов в минуту.

опоры при нормальной ходьбе состоит из следующих последовательных фаз:

– *фаза переднего толчка* – контакт заднего отдела (пятки) стопы вынесенной вперед нижней конечности с опорой;

– *фаза срединной опоры* длится от начала контакта среднего отдела подошвенной поверхности стопы с опорой до отрыва пятки этой стопы от опоры;

– *фаза заднего толчка* начинается отрывом пятки стопы толчковой ноги от опоры и заканчивается снятием переднего отдела (носка) этой стопы с опоры.

Последовательная смена перечисленных фаз называется дифференцировкой фаз периода опоры или «перекатом» стопы.

Период опоры также делится на одноопорный (контакт с опорой только одной нижней конечности) и двуопорный периоды [4].

Период переноса (маха) начинается при снятии

переднего отдела стопы толчковой ноги с опоры и заканчивается постановкой заднего отдела стопы (пятки) этой же ноги на опору.

Усредненные кинематограммы углов в суставах нижней конечности при нормальной ходьбе представлены на рис. 4. Сплошная вертикальная линия на графике разделяет период опоры и переноса (среднее значение при темпе ходьбы 100–110 шагов в минуту, по усредненным профилям – 12–15 двойных шаговых циклов – 12 испытуемых).

Ходьба здоровых детей (рис. 4) характеризуется дифференцировкой фаз периода опоры, т. е. «перекатом» стопы с заднего отдела в переднем толчке на передний отдел в заднем толчке, что выражается первым положительным экстремумом на эталонном кинематическом профиле угла в голеностопном суставе. Тыльное сгибание стопы перед постановкой на опору необходимо для растяжения трехглавой мышцы голени с целью рекрутирования дополнительных двигательных единиц для последующего выполнения заднего толчка, необходимого для эффективного отталкивания конечности от опоры. Нормальная траектория коленного сустава в фазе срединной опоры (15% времени двойного шагового цикла) отражает рессорные свойства опорной конечности: небольшое сгибание опорной ноги в коленном суставе в этой фазе шага с целью снижения ударной нагрузки на суставы, так называемая биомеханическая амортизация. Этим элементов нормальной локомоции патологическая ходьба больных ДЦП лишена (рис. 5).

Кинематограмма голеностопного угла свидетельствует о начале контакта стопы с опорой передним отделом (эквинус), отсутствии дифференцировки фаз периода опоры, отсутствии биомеханической амортизации в коленном суставе в период опоры (см. рис. 5). Это свидетельствует о грубом нарушении буферных свойств опорной конечности при церебральном параличе и может быть одной из причин развития диспластических артрозов у больных ДЦП детей.

Предложенная технология использована для сравнительного анализа влияния двух принципиально различных способов настройки рефлекторно-нагрузочного устройства (РНУ) «Гравитон» на кинематические характеристики ходьбы больных ДЦП в форме спастической диплегии ($n = 61$; GMFCS–I–III, возраст 8–12 лет), рандомизированной на две группы сравнения [5]. В одной группе осуществлялась традиционная коррекция патологической позы с по-

мощью РНУ ($n = 30$; средний возраст $9,9 \pm 1,6$ года), в другой – тренировочное усугубление патологических установок нижних конечностей ($n = 31$; средний возраст $9,9 \pm 1,5$ года). Исследованы кинематические характеристики ходьбы до и после одного курса применения РНУ (20 занятий в течение четырех недель) в качестве монотерапии.

Паттерн ходьбы больных обеих групп сравнения характеризовался патологической флексией голени в коленных суставах. 26 человек всей группы исследования ($n = 61$) передвигались самостоятельно (GMFCS–I–II), 35 – с поддержкой за одну руку или опорой на одну трость (GMFCS–III). Обе группы сравнения 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 ч.

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 второй группы ($n = 31$) применяли альтернативную настройку, т. е. помимо обеспечения аксиальной нагрузки, усугубляли тягами РНУ патологическую позицию нижних конечностей для активации мотонейронного пула мышц-антагонистов посредством выполнения противодвижения. Ходьбу детей обеих групп ($n = 61$) исследовали до и после курса лечения методом видеонализа 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):

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

где M_i и N_i – 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 совокуп-

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 утрированной позы ($n = 31$); 62 конечности
Тазобедренный:		
до лечения	54,7±15,5	54,1±15,3+
после лечения	50,9±15,1 [#]	45,0±14,8 ^{#*}
Коленный:		
до лечения	67,9±17,5	69,1±17,2+
после лечения	62,7±17,3 [#]	55,8±16,7 ^{#*}
Голеностопный:		
до лечения	34,1±10,0	36,3±10,1+
после лечения	32,4±9,3 [#]	28,4±9,4 ^{#*}

Примечание. + – различия между группами незначимы ($p = 0,05$); # – различия до и после лечения в пределах группы значимы ($p < 0,001$); * – различия между группами значимы ($p < 0,05$).

ности, т. е. всего было обследовано в обеих группах $61 \cdot 2 = 122$ 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; δ_i – стандартное отклонение; \bar{X}_i – среднее значение угла в i -й 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 расценивали как проявление стабилизации навыка ходьбы и улучшения статокINETической устойчивости.

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

Достоверных различий в средних K_d суставов одного наименования в двух сравниваемых группах до лечения ($p = 0,05$) не выявлено, т. е. 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 пато-

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, %	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 ^{####}	3,83±1,27 ⁺	3,87±1,20 ^{#,***}
max	4,72±1,56	3,82±1,41 ^{####}	4,71±1,51 ⁺	4,57±1,60 ^{#,**}
min	4,67±1,67	3,68±1,47 ^{####}	4,54±1,43 ⁺	4,38±1,46 ^{#,**}
Коленный:				
0%	4,01±1,30	2,89±1,17 ^{####}	4,07±1,21 ⁺	3,90±1,01 ^{#,***}
15%	4,17±1,15	3,17±1,17 ^{####}	4,02±1,19 ⁺	3,85±1,31 ^{#,***}
max	4,31±1,72	3,52±1,50 ^{####}	4,37±1,47 ⁺	4,12±1,49 ^{#,*}
min	5,10±1,63	3,94±1,60 ^{####}	5,19±1,47 ⁺	5,18±1,48 ^{#,***}
Голеностопный:				
0%	3,86±1,29	3,20±1,10 ^{####}	3,72±1,39 ⁺	4,00±1,23 [*]
min ср. опоры	4,45±1,62	3,65±1,50 ^{####}	4,33±1,45 ⁺	4,22±1,47 ^{#,*}
max	4,79±1,64	3,78±1,58 ^{####}	4,87±1,42 ⁺	4,53±1,44 ^{#,**}
min	4,88±1,72	4,41±1,77 ^{####}	4,61±1,54 ⁺	4,74±1,63 ^{#,+}

Примечание. ⁺ – различия между группами незначимы ($p = 0,05$); [#] – различия в пределах одной группы до и после лечения недостоверны ($p < 0,05$); ^{##} – различия в пределах одной группы до и после лечения достоверны ($p < 0,05$); ^{###} – различия в пределах одной группы до и после лечения значимы ($p < 0,01$); ^{####} – различия в пределах одной группы до и после лечения значимы ($p < 0,001$); * – различия между группами достоверны ($p < 0,05$); ** – различия между группами значимы ($p < 0,01$); *** – различия между группами значимы ($p < 0,001$).

логической позы ($n = 31$; 62 конечности) в сравнении с группой традиционной корригирующей настройки РНУ ($n = 30$; 60 конечностей).

Средние коэффициенты вариации (V_i) представлены в табл. 2. До курса применения РНУ достоверных межгрупповых различий 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 (см. табл. 2).

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 ($p = 0,05$). 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 траекторий оказались разнонаправленными. Так, в 0% точке двойного шагового цикла отмечается достоверное ($p < 0,05$) уве-

личение 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 голеностопного сустава. И наконец, при минимальном значении угла в голеностопном суставе 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 голеностопном суставе в периоде переноса межгрупповые различия средних V_i после лечения статистически недостоверны ($p = 0,05$) (см. табл. 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 аналогичными показателями группы тренировочного усугубления патологических установок нижних конечностей с помощью эластичных тяг устройства «Гравитон» ($n = 31$; 62 конечности).

Традиционная корригирующая настройка РНУ в отличие от временного усугубления патологич-

ческой позы приводит к формированию стабильного активного моторного навыка и улучшению статокINETической устойчивости, но достоверно ($p < 0,05$) меньше альтернативного варианта настройки модулирует биомеханический рисунок ходьбы. Применение РНУ в корригирующей настройке можно считать оптимальной обучающей ходьбе технологиями. Этот способ нейромоторного перевоспитания должен быть рекомендован детям, передвигающимся с дополнительной опорой, когда основной реабилитационной задачей является развитие навыка самостоятельной ходьбы. Альтернативная модель настройки устройства «Гравитон», напротив, более значительно частично нормализует траекторные характеристики углов в суставах нижней конечности, но существенно меньше корригирующей настройки влияет на вариативность локомоции и должна применяться в лечении самостоятельно передвигающихся больных ДЦП (GMFCS–I–II).

Таким образом, применение технологии количественной оценки нарушений двигательных функций у больных церебральным параличом методом видеоанализа движений с использованием двухмерной биомеханической модели позволило определить критерии выбора оптимального режима настройки устройства «Гравитон» в зависимости от реабилитационных задач и исходного уровня развития больших моторных функций больных ДЦП в форме спастической диплегии с целью повышения эффективности их терапии [5, 6].

ЛИТЕРАТУРА

1. Семенова К.А. Восстановительное лечение больных с резидуальной стадией детского церебрального паралича. М.: Антдор; 1999.
2. 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: 69–75.
3. Титаренко Н.Ю., Доценко В.И., Воронов А.В., Титаренко К.Е. Количественная оценка кинематических характеристик локомоций методом видеоанализа движений. В кн.: *Материалы конференции по восстановительному лечению и реабилитации в ЦКБ восстановительного лечения Федерального медико-биологического агентства*. М.; 2007: 134–8.
4. Воронов А.В., Титаренко Н.Ю. Исследование биомеханических характеристик ходьбы больных спастической диплегией. В кн.: *Семенова К.А. Восстановительное лечение детей с перина-*

льным поражением нервной системы и детским церебральным параличом. М.: Закон и порядок; 2007: 531–53.

5. Титаренко Н.Ю. Оптимизация неинвазивных методов лечения больных спастическими формами детского церебрального паралича в поздней резидуальной стадии: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М.; 2014.
6. Левченкова В.Д., Матвеева И.А., Павловская Н.Т., Политова И.Я., Семенова К.А. Лечебно-педагогическая коррекция моторной алалии при спастических формах детского церебрального паралича. *Российский педиатрический журнал*. 2014; 1: 45–8.

REFERENCES

1. Semenova K.A. *Medical rehabilitation of patients with residual stage of cerebral palsy*. Moscow: Antidor; 1999. (in Russian)
2. Titarenko N.Yu., Voronov A.V., Dotsenko V.I., Titarenko K.E., Levchenkova V.D., Politova I.Ya. Computer analysis of movements in the assessment of rehabilitation treatment of children with residual neuromotor deficit. *Funktsionalnaya diagnostika*. 2006; 3: 69–75. (in Russian)
3. Titarenko N.Yu., Dotsenko V.I., Voronov A.V., Titarenko K.E. Quantitative assessment of the kinematic characteristics of locomotion method of analysis of movements. In: *Materialy konferentsii po vosstanovitel'nomu lecheniyu i reabilitatsii v TSKB vosstanovitel'nogo lecheniya FMBA*. Moscow: 2007; 134–8. (in Russian)
4. Voronov A.V., Titarenko N.Yu. Research of biomechanical characteristics walk patients with spastic diplegia. In: *Seменова K.A. Rehabilitation treatment of children with perinatal lesions of the nervous system and cerebral palsy*. Moscow: Zakon i porjadok; 2007: 531–53. (in Russian)
5. Titarenko N.Yu. *Optimization of non-invasive methods of treatment of patients with spastic forms of cerebral palsy in late residual stage*: Diss. 2014. (in Russian)
6. Levchenkova V.D., Matveeva I.A., Pavlovskaya N.T., Politova I.Ya., Semenova K.A. Medical-pedagogical correction of motor alalia in spastic forms of cerebral palsy. *Rossiyskiy pediatricheskiy zhurnal*. 2014; 1: 45–8. (in Russian)

Поступила 04.07.14
Received 04.07.14

Сведения об авторах:

Титаренко Константин Егорович, ООО «Интеллектуальные информационные системы», ведущий разработчик программного обеспечения, Московская область, Красногорский район, п. Нахабино, ул. Красноармейская, 5а, videomotion@ Rambler.ru; **Левченкова Вера Дмитриевна**, доктор мед. наук, зав. отделением восстановительного лечения детей с церебральными параличами ФГБНУ НЦЗД, Мичуринский проспект, 74; e-mail: levchenkova_vera@mail.ru; **Семенова Ксения Александровна**, доктор мед. наук, проф., засл. деятель науки РФ, гл. науч. сотр. отделения восстановительного лечения детей с церебральными параличами ФГБНУ НЦЗД, Мичуринский проспект, 74; **Воронов Андрей Владимирович**, доктор биол. наук, зав. отделом диагностики и коррекции состояния опорно-двигательного аппарата спортсменов ФГБУ «Федеральный научный центр физической культуры и спорта» (ФГБУ ФНЦ ВНИИФК), г. Москва, ул. Короленко, д. 10, info@biosoftvideo.ru; **Доценко Владимир Иванович**, генеральный директор ООО НМФ «Статокин», г. Москва, e-mail: statokyn@aha.ru; **Смирнов Иван Евгеньевич**, доктор мед. наук, проф., зам. директора по научной работе ФГБНУ НЦЗД, e-mail: smirnov@nczd.ru