

**Компьютерный видеоанализ движений в оценке восстановительного
Лечения детей с резидуальным нейромоторным дефицитом**

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

ГУ Научный центр здоровья детей РАМН, Научно-медицинская фирма
«Статокин», ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН,
Москва 119602, Москва, а/я 285; тел. (495) 430-8073, statokyn@aha.ru

Введение. В восстановительном лечении больных с резидуальным двигательным дефицитом (ДЦП, парезы вследствие черепно-мозговых травм и др.) широко используются жёсткие нагрузочные кинезитерапевтические методики с применением аппаратных средств. Однако выбор стратегии и тактики лечения каждого больного должен базироваться на объективизации особенностей патологии его двигательного стереотипа и чётких количественных критериях эффективности терапии. Это позволит, с одной стороны, избежать применения избыточной нагрузки и срыва адаптационных механизмов, а с другой стороны, сосредоточить усилия на коррекции нарушений, имеющих определяющее значение в патологическом симптомокомплексе.

Эффективным инструментом для объективного анализа кинематики ходьбы человека, как нормальной, так и патологической, являются оптико-электронные системы регистрации локомоций [1]. Они позволяют исследовать ходьбу бесконтактно, т. е. без использования кабельной связи регистрирующего устройства с испытуемым. Бесконтактный способ регистрации локомоций исключает искажение двигательного стереотипа объекта исследования, связанное с ограничением его свободного перемещения.

В настоящем исследовании при помощи отечественной оптико-электронной системы «Видеоанализ движений» (разработка НМФ

«Статокин») были исследованы биомеханические характеристики ходьбы больных детей (ДЦП в форме спастической диплегии) с целью количественной оценки результатов восстановительного лечения. Детальный анализ патологической кинематики локомоций в сравнении с нормальной проводился для обоснования выбора способов нейромоторного перевоспитания.

Методика исследования кинематики ходьбы

Кинематические характеристики ходьбы (углы и угловые скорости) изучали методом видеоанализа.

Аппаратная часть комплекса «Видеоанализ движений» состоит из: видеокамеры *Panasonic F15*; лампы подсветки; тест-объекта; световозвращающих маркеров; компьютера; платы видеозахвата, записывающей видеоряд на жесткий диск компьютера.

Программная часть видеоанализирующего комплекса выполняет следующие операции:

- пересчет из 25 полных кадров в 50 полукадров¹;
- автоматическая обработка координат маркеров тела человека;
- перерасчет координат из базиса видеокамеры в инерциальный базис (по методу линейной трансформации² и его модификаций);
- численное сглаживание кинематических характеристик;
- графическое представление биомеханической информации (в т.ч. построение фазовых траекторий «угол-угловая скорость», графиков зависимости между углами в суставах, т.н. «угловых синкинезий»).

Программное обеспечение комплекса «Видеоанализ движений» позволяет создавать любые плоские многозвенные модели (в виде «палочковой» мультипликации) с целью исследования наиболее сложных

¹ Аппаратная часть видеокомплекса может включать любой тип видеокамер: «бытовые» и высокоскоростные цифровые.

² Этот метод в англоязычной литературе называется *Direct leaner transformation method (DLT)*

биологических двигательных актов, к которым относятся локомоции человека (рис. 1, правый).

Кинематика «палочковой» мультипликации синхронизирована меткой на графиках угловых и линейных кинематических характеристик, что позволяет дополнить иллюстративно-пояснительный метод анализа локомоций количественными параметрами движения человека. Программное обеспечение комплекса «Видеоанализ движений» дает возможность строить усредненные профили суставных углов, угловых скоростей, рассчитывать стандартные отклонения, производить сравнительный анализ результатов исследования нескольких испытуемых или одного испытуемого в разные периоды времени, использовать для сравнения эталонные варианты. Результаты исследований хранятся в единой базе данных и могут быть экспортированы в Microsoft Office.

Положение маркеров. Световозвращающие (отражающие направленный свет) маркеры³ диаметром 2,5 см размещали с латеральной стороны тела в области проекции центров вращения в суставах (плечевом, тазобедренном, голеностопном), а также на дистальной части стопы⁴ (рис.1А, левый).

Калибровка камеры. При калибровке камеры тест-объект (равнобедренный прямоугольный треугольник с длиной катета 1,14 м) располагали посередине локомоторной дорожки.

³ Маркеры шаровидной формы покрыты световозвращающей бумагой *3M SF30511* производства *США*.

⁴ Маркер плечевого сустава устанавливали на уровне клювовидного отростка, тазобедренного – в области проекции наиболее выступающей части большого вертела. Маркер коленного сустава наклеивали выше латеральной суставной щели на 2 см. В голеностопном суставе нижний край метки совпадал с нижним краем латеральной лодыжки. Маркер дистальной части стопы устанавливали в области головки пятой плюсневой кости.

Регистрация кинематических характеристик локомоций. Для получения четкого изображения время выдержки кадра устанавливали равным 1/500 с. Производилась видеосъемка ходьбы с правой и левой стороны тела. Частота регистрации 25 Гц (режим *PAL*). Расстояние между испытуемым и камерой выбрали с учетом оптимального масштабного коэффициента, который зависит от расстояния до объекта съемки и фокуса камеры. Оптимальное сочетание этих двух параметров способствует тому, что с одной стороны, не увеличивается ошибка определения координат, с другой стороны, удается избежать артефактов - краевых и перспективных искажений, связанных с оптическими аберрациями регистрирующей и воспроизводящей аппаратуры. Трансфокатором видеокамеры подбирали такое фокусное расстояние, чтобы в поле видения камеры попадали два последовательных двойных шагов цикла.

Направление отсчета углов в суставах Угол в тазобедренном суставе отсчитывали между продольными осями туловища и бедра со стороны вентральной поверхности тела испытуемого. Угол в коленном суставе отсчитывали между продольными осями бедра и голени с дорсальной стороны. Угол в голеностопном суставе отсчитывали между продольными осями голени и стопы со стороны передней поверхности голени и тыльной поверхности стопы (рис. 1Б).

Особенности проведения исследования.

Проведено экспериментальное исследование ходьбы в двух вариантах: на локомоторной дорожке длиной 5,5 м и на электромеханическом тренажере "Бегущая дорожка".

В первом эксперименте испытуемые двигались босиком по локомоторной дорожке, выполняя 10-15 последовательных попыток. Больной ребенок двигался в произвольном темпе (110-115 шагов/мин), здоровый – в заданном темпе 115 шагов в минуту.

Во втором эксперименте испытуемые двигались с заданным темпом 90 шагов/мин. в течение 20 минут по полотну электромеханического тренажера

«Бегущая дорожка» в устройстве «Гравистат». Видеосъемку до занятий в рефлекторно-нагрузочном устройстве, сразу после 20-минутной ходьбы и после часа пассивного отдыха осуществляли по изложенной выше методике.

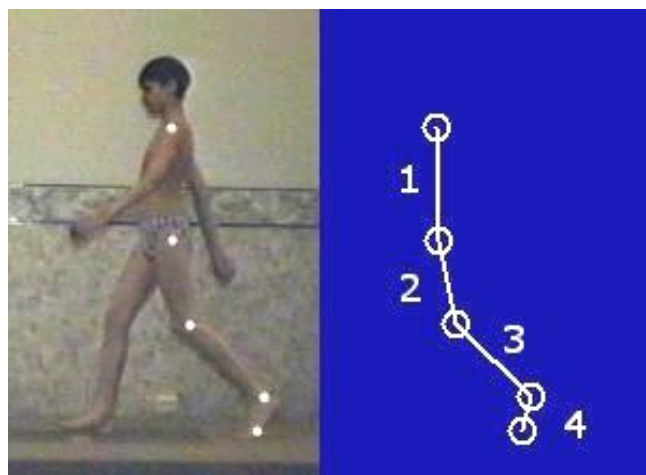


Рис. 1. А - четырехзвенная модель исследования, палочковая мультипликация. 1 – туловище; 2 – бедро; 3 – голень; 4 – стопа; Б - исследуемые углы, дугами обозначены направления отсчета углов сверху вниз: в тазобедренном, коленном, голеностопном суставах

Контингент испытуемых. В эксперименте приняли участие два ребенка в возрасте 6 лет: здоровый мальчик и девочка, страдающая ДЦП в форме спастической диплегии средней тяжести.

Точность регистрации. Для оценки точности регистрации углов методом видеоанализа метки в одном и том же двойном шаговом цикле обработали 5 раз, после чего рассчитали среднее значение и стандартное отклонение для каждой временной точки двойного шага. Величины стандартных отклонений находятся в диапазоне $0,3^0 < \delta < 1,6^0$ (рис. 2).

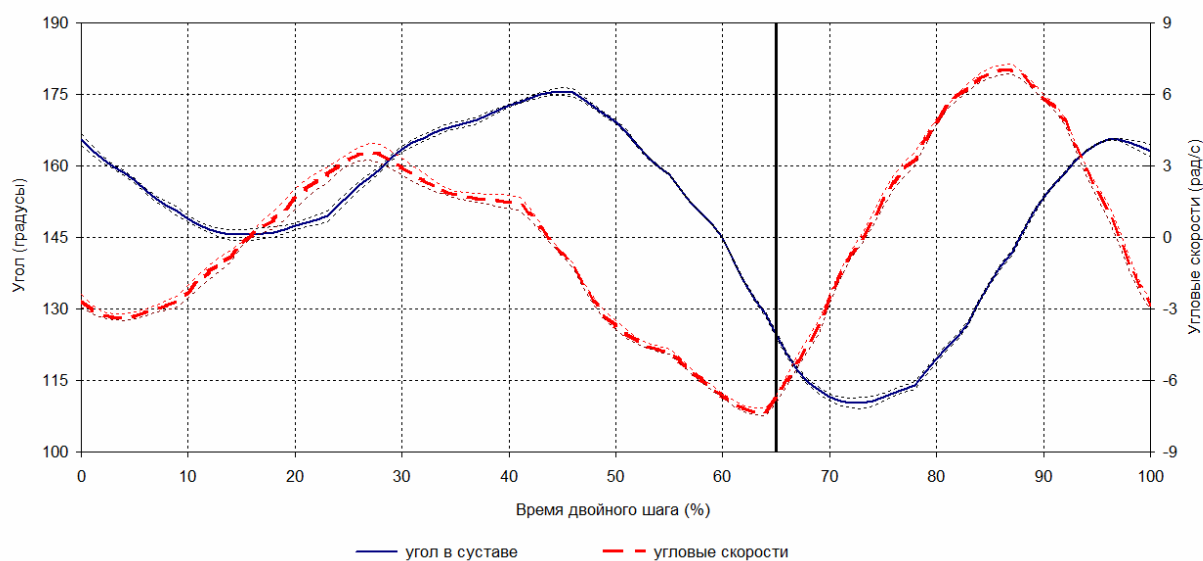


Рис. 2. Влияние случайных ошибок измерений на точность расчета углов и угловых скоростей методом видеоанализа на примере коленного сустава. Непрерывная и пунктирная линии – средние значения, точки – стандартные отклонения. Вертикальная линия разделяет периоды опоры и маха.

Особенности обработки кинематики ходьбы. 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 шага была принята за 100% для построения усредненных профилей на основе обработки попыток, близких по темпу. Кинематические параметры рассматривали в относительной временной последовательности (в точке 10%, 20% и т.д. от начала шагового

цикла). Усреднённые данные менее подвержены влиянию случайных ошибок, поэтому их анализ более корректен.

Результаты исследования

Изменение кинематики ходьбы до и после лечения. Видеозапись ходьбы больного ребенка осуществляли до и после каждого курса восстановительного лечения. Курс терапии состоял из 20 занятий лечебной гимнастикой в рефлекторно-нагрузочном устройстве «Гравистат» (метод динамической проприоцептивной коррекции) в течение четырех недель. Продолжительность каждого занятия (включая ручной массаж перед гимнастикой) – 90 минут. В рамках курса ребенок получал также лечение методом искусственной коррекции движений посредством многоканальной программируемой электростимуляции мышц при ходьбе. Применяли лечебные укладки, ортезирование, аппаратную физиотерапию. Проводили тренировки с использованием биологической обратной связи по управляющим электромиографическим, гониометрическим и/или стабилеографическим параметрам. В течение года ребенок получил 3 курса восстановительного лечения.

В фоновой записи ходьбы больного ребенка выявлены значительные нарушения кинематики (рис. 3). Величины суставных углов и их соотношений в различные фазы двойного шагового цикла при патологической ходьбе существенно отличаются от аналогичных характеристик кинематики ходьбы здорового ребенка (рис. 3, 4).

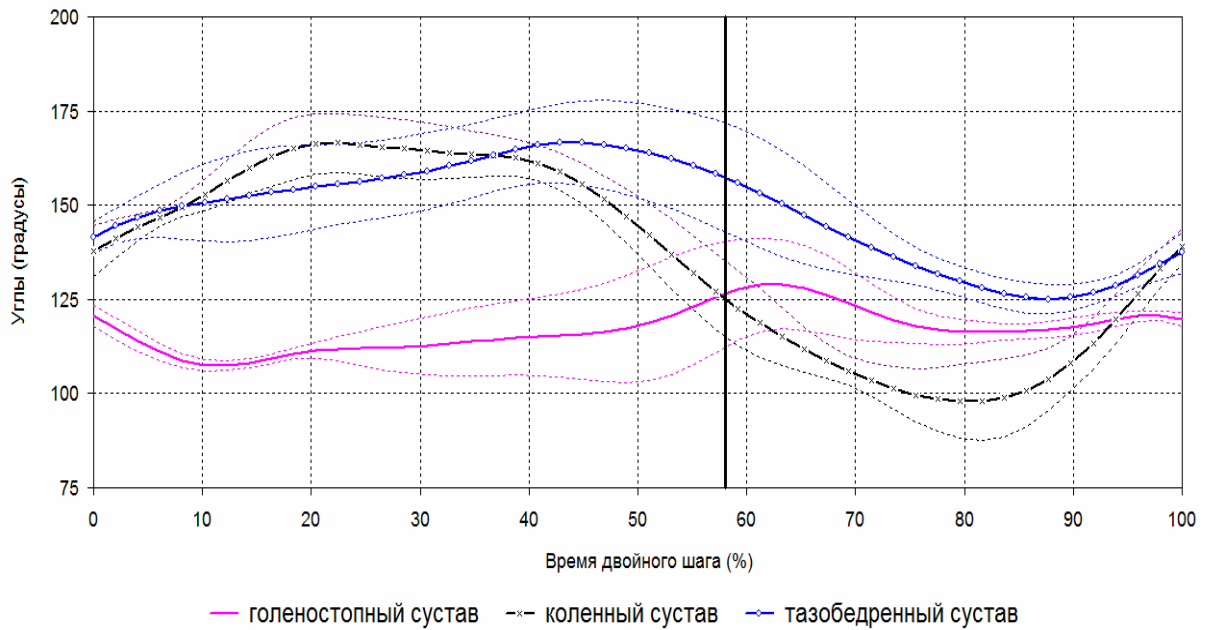


Рис. 3. Углы в суставах левой нижней конечности ребёнка, больного спастической диплегией (темп ходьбы 115 шагов/мин). Непрерывные линия – средние значения, пунктирные линии – стандартные отклонения.

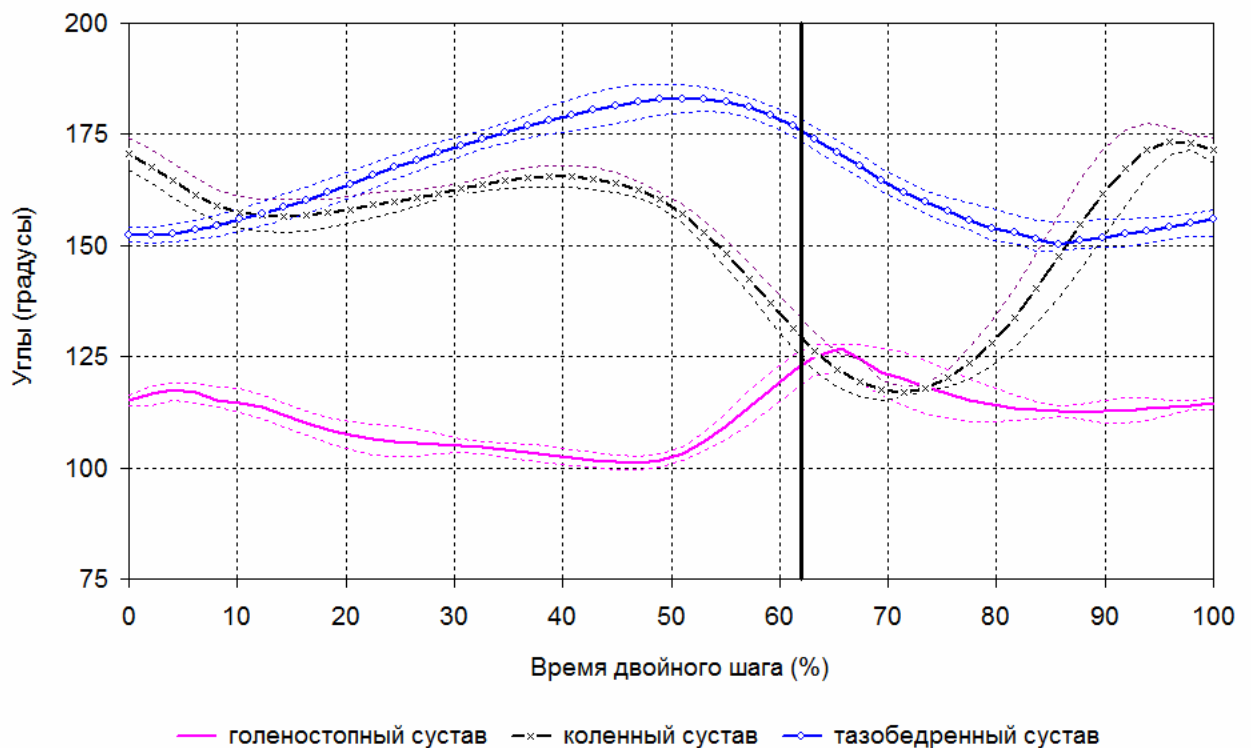


Рис. 4. Углы в суставах левой нижней конечности здорового ребёнка (темп ходьбы 115 шагов/мин). Обозначения такие же, как на рис .3

Так, например, небольшое сгибание в коленном суставе в 10% точке двойного шага при нормальной ходьбе (т.н. «амортизация») имеет важное биомеханическое значение для снижения ударной нагрузки на суставы нижней конечности при контакте с опорой (рис. 4). Соответствующий «амортизации» отрицательный экстремум в 10% точке цикла ходьбы на кинематограмме угла в коленном суставе больного ребенка отсутствует, что отражает «ударную» постановку ноги на опору (рис. 3). Величина угла в коленном суставе больного ребенка в точке 0% двойного шага (137°) существенно ниже нормы в связи с патологической сгибательной установкой в суставе (рис. 3).

Сразу после начала контакта пяточного отдела стопы с опорой при нормальной ходьбе величина угла в голеностопном суставе несколько возрастает (рис. 4), что соответствует переходу из фазы переднего толчка (0-7%) в фазу срединной опоры, предшествующей заднему толчку («перекат»). Стопа больного ребенка контактирует с опорой в фазе переднего толчка (0-10%) дистальным отделом (опора на пальцы стопы), а не пяточным, фазы периода опоры при патологической ходьбе слабо дифференцированы, что и определяет характерные для эквинуса изменения формы кинематического профиля угла в голеностопном суставе. Снижена амплитуда заднего толчка (рис. 3, временной отрезок профиля голеностопного сустава 42-58%).

Ходьба ребенка, страдающего спастической диплегией, характеризуется смещением диапазона изменений угла в тазобедренном суставе в сторону более низких значений (рис. 3) – $125-165^\circ$. Это отражает в локомоторном акте патологическую сгибательную установку в тазобедренном суставе и наклон туловища вперед.

Таким образом, в рассмотренном примере (рис. 3) кинематические профили углов в крупных суставах нижних конечностей качественно и количественно характеризуют типичный для этой формы ДЦП паттерн позы «тройного сгибания» при ходьбе [2].

Снижение статокINETической устойчивости при патологической ходьбе выражается в увеличении стандартных отклонений углов и угловых скоростей по сравнению с аналогичными показателями у здоровых (рис. 3, 4). После курса восстановительного лечения уменьшается вариативность кинематических параметров (оценивали по величине стандартного отклонения), что указывает на эффективность проводимой терапии и стабилизацию навыка ходьбы (рис. 5).

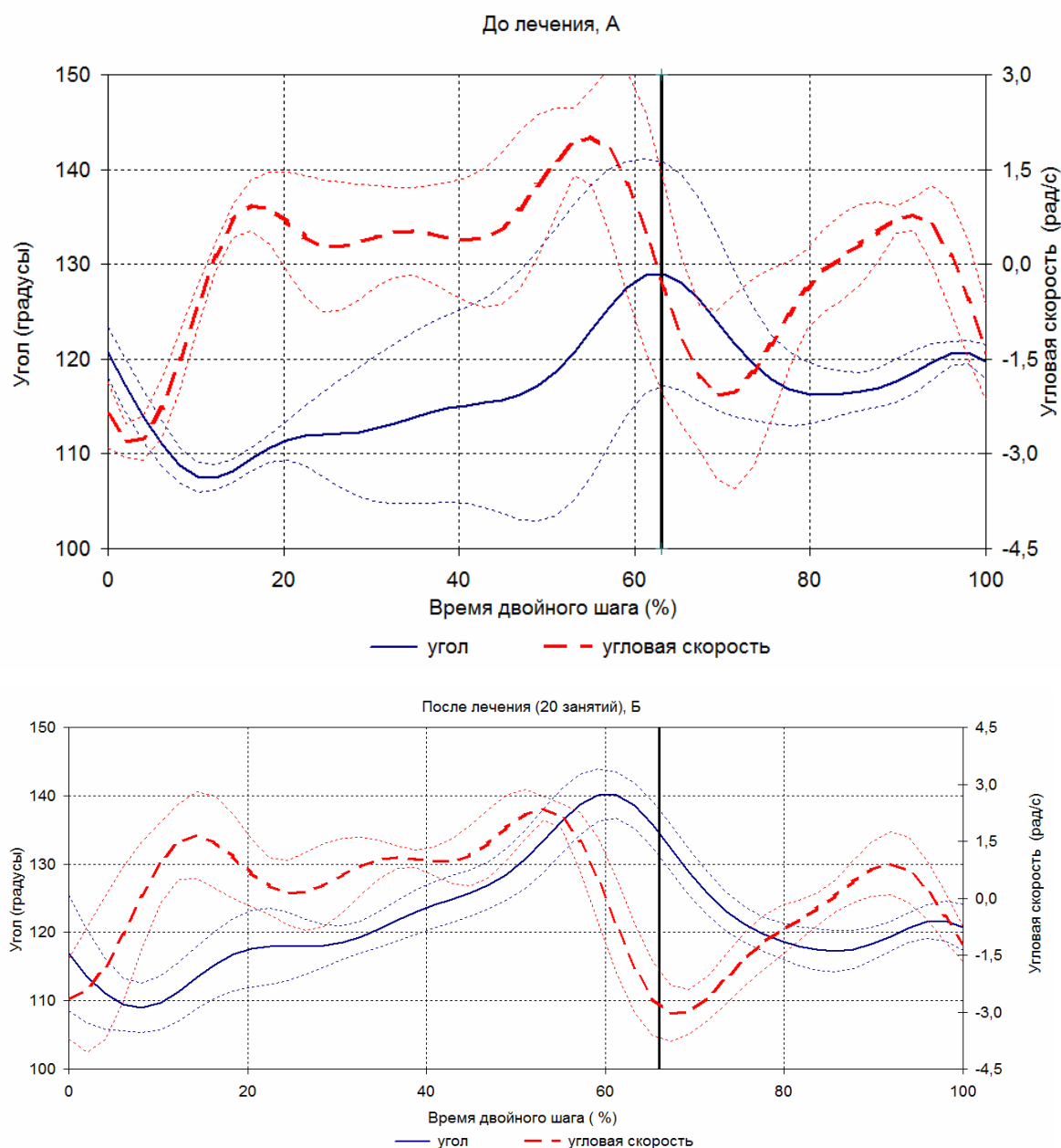


Рис. 5. Вариативность углов в суставах нижних конечностей до (А) и после (Б) лечения (на примере голеностопного сустава больной С., 6 лет, спастическая диплегия).). Обозначения такие же, как на рис. 2

Изменение вариативности двигательного навыка до и после лечения.

Коэффициенты вариативности были рассчитаны в некоторых точках траекторий до и после курса лечения как отношение стандартного отклонения к среднему значению угла: $V_i = \delta_i / \bar{X}_i \cdot 100\%$, где V_i – коэффициент вариативности; δ_i – стандартное отклонение в i -ой точке траектории; \bar{X}_i – среднее значение угла в i -ой точке траектории [3].

Для расчета коэффициентов вариативности углов в тазобедренном суставе были выбраны следующие точки кинематического профиля:

- 1) 0%-точка (при постановке стопы на опору);
- 2) точка максимального разгибания сустава в фазе заднего толчка;
- 3) точка максимального сгибания сустава (минимального значения угла)

в периоде маха;

Средние значения коэффициентов вариативности для профиля угла в тазобедренном суставе до и после курса терапии представлены на рис. 6. Уменьшение вариативности значений угла в тазобедренном суставе в периоде переноса и при постановке стопы на опору отражает улучшение удержания равновесия при ходьбе. Стабилизация кинематических параметров при разгибании тазобедренного сустава (фаза заднего толчка) при завершении заднего толчка свидетельствует об улучшении функциональной активности ягодичных мышц и и мышц задней поверхности бедра. Если сила этих мышц увеличивается, задний толчок выполняется с постоянной амплитудой, т.е. с небольшой вариативностью.

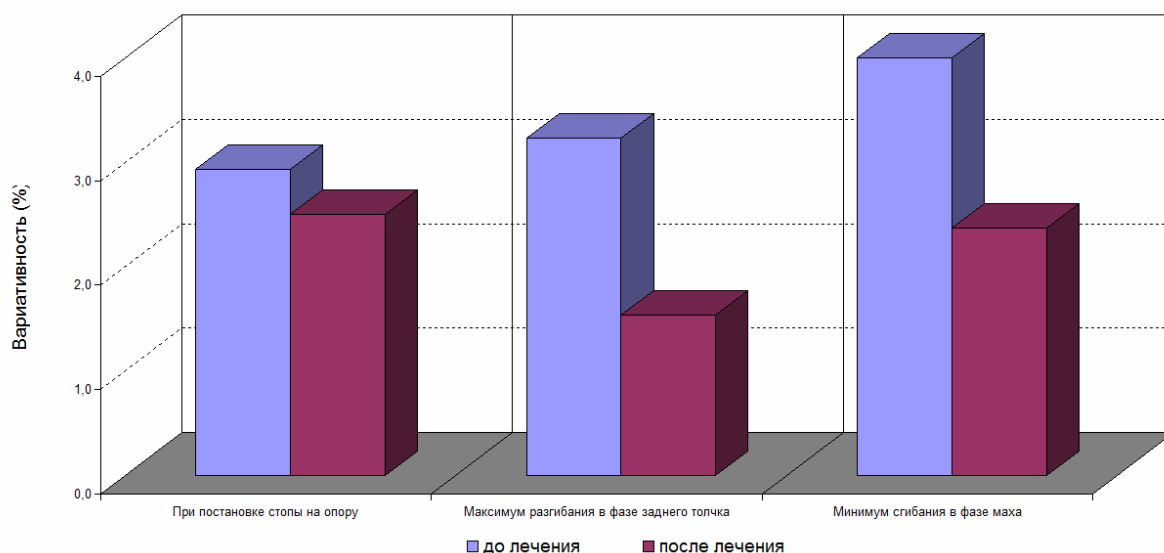


Рис. 6. Изменение вариативности углов в тазобедренном суставе после терапии

Экспериментальное исследование кинематической памяти и выбор способов нейромоторного перевоспитания. С помощью инструментальной системы контроля локомоций «Видеоанализ движений» можно решать такие задачи, как оптимизация конструкций устройств, применяемых для нейромоторного перевоспитания, выбор принципа и способов воздействия на мышцы, дефицит функции которых определяет формирование патологического двигательного стереотипа.

С помощью видеоанализа проведен экспериментальный поиск оптимальных способов установки дополнительных тяг рефлекторно-нагрузочного устройства «Гравистат». Здоровому ребенку на передней поверхности голени были установлены две односуставные тяги, суммарно усиливающие тыльное сгибание стопы. Ребенку, страдающему спастической диплегией, была установлена односуставная тяга на задней поверхности голени, сила которой противодействовала тыльному сгибанию стопы (при исходном эквинусе). В фоновом исследовании и при анализе срочного и отставленного эффектов были рассчитаны средние значения углов в голеностопных суставах по 10-12 двойным шаговым циклам.

У здорового ребенка жёсткие тяги приводят к усилению тыльного сгибания стопы. Противодействуя установленным тягам, трехглавая мышца голени продолжает развивать усилия и после снятия устройства. Происходит уменьшение тыльного сгибания стопы. Сразу после тренировки при постановке стопы на опору угол в голеностопном суставе увеличивается (0 %, рис.7). Аналогичные изменения профиля угла происходят и в периоде маха (61-100%), и в фазе заднего толчка (47-61%). Последствие «искусственного» односуставного тыльного сгибателя стопы оказывает влияние на профиль угла и после часа пассивного отдыха (рис.7).

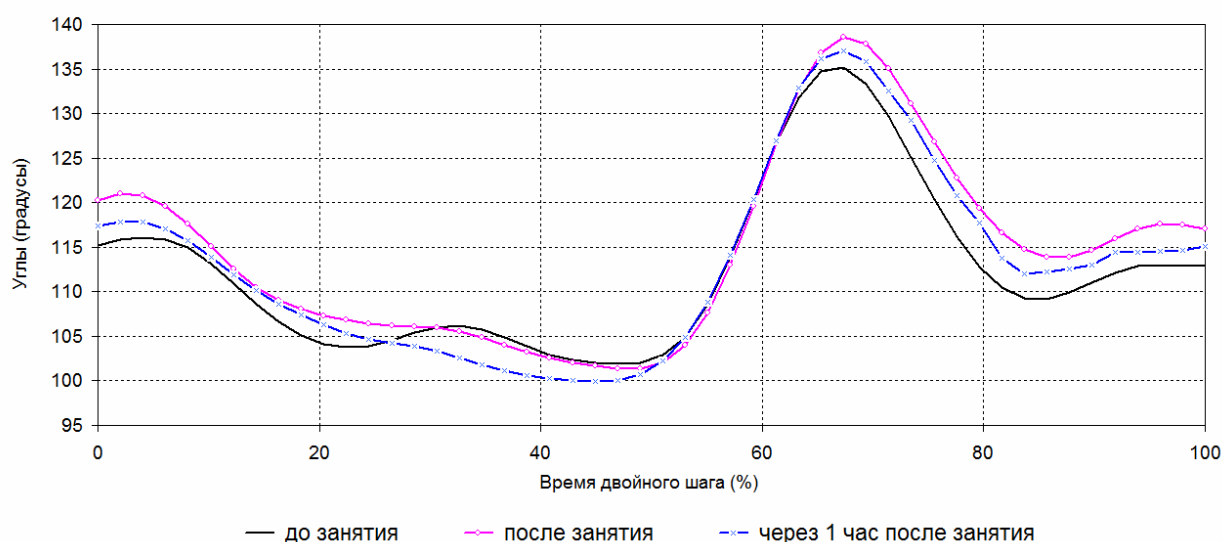


Рис. 7. Кинематический профиль голеностопного сустава здорового ребенка до и после тренировки в устройстве «Гравистат». Опорный период – от 0% до 61-63%. Период маха – от 61-63 % до 100%. Темп ходьбы – 100 шагов/мин

Имитация увеличения силы подошвенных сгибателей стопы за счет крепления тяги на задней поверхности голени больного ребенка после 20-минутной тренировки приводит к уменьшению значения угла в голеностопном суставе в фазе переднего толчка (рис. 8). Стопа контактирует с опорой подошвенной поверхностью, а не только дистальной частью, что можно расценивать как положительное действие тяги. Увеличивается

амплитуда тыльного сгибания стопы в фазе срединной опоры (10-43%), что обеспечивает более равномерное перемещение ОЦМ тела при переходе из фазы переднего толчка в фазу заднего толчка (47-65%). После 1 часа пассивного отдыха проявляется тенденция к восстановлению прежнего стереотипа ходьбы (рис. 8).

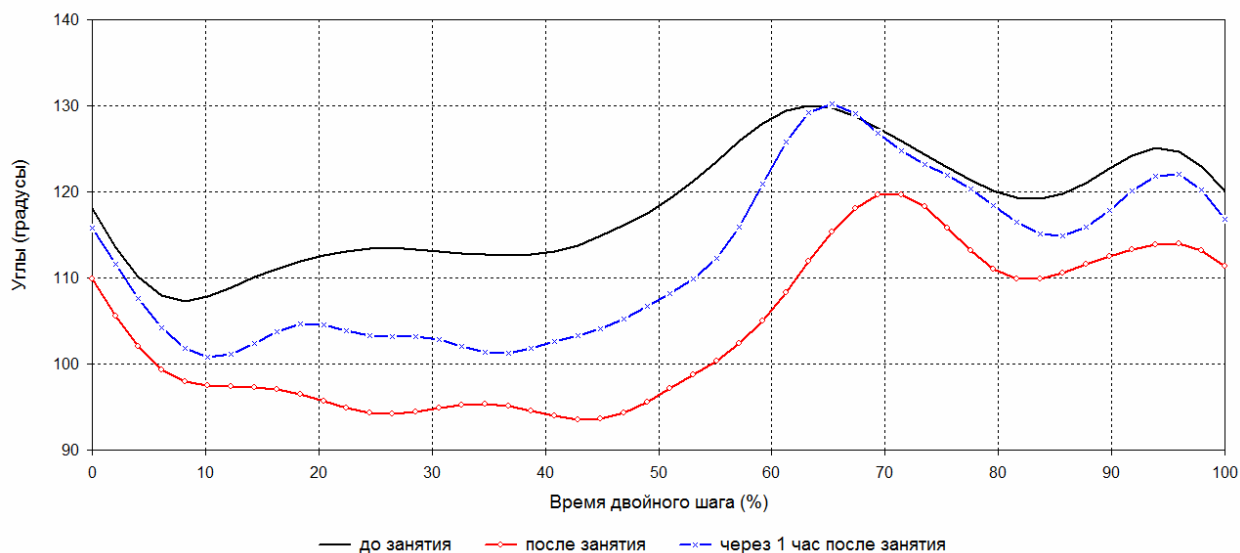


Рис. 8. Кинематический профиль голеностопного сустава больного ребенка до и после тренировки в устройстве «Гравистат». *Опорный период – от 0% до 63-65%. Период маха – от 63-65 % до 100%. Темп ходьбы – 110 шагов/мин.*

Результаты эксперимента свидетельствуют о правомерности применения различных, иногда прямо противоположных, способов модуляции проприоцепции. В ряде случаев, имитация увеличения силы антагонистов мышц, дефицит функции которых определяет патологию двигательного стереотипа (т. е. не коррекция, а усугубление патологической установки в суставах в процессе тренировки!), приводит к улучшению позы и движений больных после снятия тяг.

Выводы

1. Результаты метрологического эксперимента свидетельствуют о высокой точности, надежности и информативности оптико-электронной системы «Видеоанализ движений». Метод видеоанализа позволяет количественно оценивать базисные механизмы организации локомоций и определять величины отклонений от нормы, осуществлять мониторинг пациентов с целью коррекции восстановительного лечения.

2. Программное обеспечение дает возможность исследовать плоские модели любой размерности.

3. Программное преобразование 25 полных кадров в 50 полукадров позволяет исследовать кинематические характеристики с необходимой точностью, так как частота регистрации в 5 раз выше частотного спектра суставных углов.

4. Высокая чувствительность системы «Видеоанализ движений» позволяет фиксировать даже незначительные изменения величин кинематических характеристик (рис.7).

5. Контроль применения нагрузочных и рефлекторно-нагрузочных устройств методом видеоанализа движений может существенно повысить эффективность терапии и должен быть обязательным в случае низкой результативности традиционной коррекции позы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Доценко В.И., Воронов А.В., Титаренко Н.Ю., Титаренко К.Е. Компьютерный видеоанализ движений в спортивной медицине и нейрореабилитации// Медицинский алфавит. – 2005. – № 3 (41). – С. 12-14.
- 2 . Семёнова К.А. Восстановительное лечение больных с резидуальной стадией детского церебрального паралича. – М.: Антидор, 1999. – 384 с.
3. Воронов А.В., Титаренко Н.Ю. Исследование биомеханических характеристик ходьбы больных спастической диплегией// Семёнова К.А. Перинатальные поражения ЦНС и детский церебральный паралич: Руководство для врачей. – М.: Медика, 2007. – С. 476-493.