

УДК 612.766.1:57.017.32

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АДАПТАЦИИ У ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ

© 2020 г. К. В. Давлетьярова¹, С. Д. Коршунов¹, С. Г. Кривошеков⁴, Л. В. Капилевич^{1, 2, 3, *}

¹Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск, Россия

²Национальный исследовательский Томский государственный университет, Томск, Россия

³Сибирский государственный медицинский университет, Томск, Россия

⁴ФГБНУ НИИ физиологии и фундаментальной медицины, Новосибирск, Россия

*E-mail: kapil@yandex.ru

Поступила в редакцию 15.05.2019 г.

После доработки 01.08.2019 г.

Принята к публикации 05.12.2019 г.

Цель данного исследования – изучить физиологические особенности двигательной адаптации у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с нарушениями функционирования опорно-двигательного аппарата и снижением подвижности в суставах верхних и нижних конечностей. В исследовании принимали участие 90 детей в возрасте от 8 до 12 лет, которые были разделены на 3 группы: дети, способные к самостоятельным локомоциям; дети, которые способны к самостоятельным локомоциям только с поддержкой; дети без ОВЗ. Исследования проводились методом электромиографии, реовазографии и методом *Motion Tracking*. Установили, что дети с ОВЗ имеют особый двигательный стереотип, связанный с ограничением подвижности суставов и основанный на функциональных компенсаторных механизмах. Кроме того, были определены факторы, влияющие непосредственно на процесс функциональной адаптации: во-первых, перестройка двигательных программ, т.е. создание особого двигательного стереотипа, позволяющего компенсировать наличие биомеханических изменений при ходьбе; во-вторых, функциональный резерв гемодинамики в проксимальных отделах нижних конечностей; в-третьих, одновременная активность мышц сгибателей и разгибателей при явлении гиперсинхронизации двигательных единиц. Таким образом, установили, что при ограничении подвижности в суставах верхних и нижних конечностей запускаются компенсаторные механизмы, направленные на функциональную компенсацию утраченных функций за счет создания особого двигательного стереотипа, необходимого для развития двигательной адаптации детей с ОВЗ. Исходя из вышеизложенного, можно утверждать, что именно на основе адаптационного подхода имеется реальная возможность обеспечения полноценной адаптации детей с ОВЗ, включения их во все сферы общественной жизни с преодолением как социальных, так и физических барьеров.

Ключевые слова: двигательная адаптация, локомоции, физиология движения, дети с ограниченными возможностями здоровья, ограничение подвижности опорно-двигательного аппарата.

DOI: 10.31857/S0131164620040049

В настоящее время кардинально изменился взгляд на проблему людей с особыми потребностями. Согласно законодательным актам РФ люди с особыми потребностями, или с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ) рассматриваются как полноправные члены общества [1–4].

Тем не менее, в медико-физиологическом аспекте люди с ОВЗ по-прежнему расцениваются как пациенты, нуждающиеся в особой медицинской помощи, что становится существенным барьером на пути полноценной интеграции людей с ОВЗ в общество, особенно в детском возрасте [5–9].

Движение – это основная физиологическая составляющая нормального формирования и раз-

вития организма у детей. Благодаря ему развиваются все зоны коры больших полушарий мозга, координация межцентральных связей, коррекция и компенсация недостатков в физическом и психическом развитии, формируются двигательные взаимодействия анализаторных систем и познавательных процессов. Необходимым условием жизнеобеспечения организма, а также средством и методом поддержания его работоспособности является движение. Поэтому формирование у детей с ОВЗ двигательных навыков является основой процесса адаптации. При этом, необходимо, в первую очередь, мобилизовать собственные компенсаторные механизмы, основываясь на

изучении физиологических особенностей двигательной адаптации у детей с ОВЗ [10, 11].

Любое движение (ходьба, бег и т.д.) имеет свой двигательный стереотип, который характеризуется устойчивым индивидуальным комплексом безусловно рефлекторных двигательных реакций, реализуемых в определенной последовательности в обеспечении позно-тонических функций.

Известно, что ходьба относится к числу баллистических движений, в которых для снижения действия мышечных сил используется сила инерции и реактивные силы [12]:

1) основную двигательную функцию при ходьбе выполняет группа мышц-разгибателей, за счет которых происходит подъем и продвижение вперед общего центра масс и далее контролирует его опускание;

2) мышцы-сгибатели имеют в основном коррекционную функцию, регулируя движения отдельных сегментов тела по амплитудно-скоростным параметрам, особенно в переносную фазу шага.

3) движения нижних и верхних конечностей являются результатом деятельности их собственных мышц, движения нижней половины туловища при ходьбе отражают силовое взаимодействие ног с поверхностью опоры; мышцы таза, спины, живота не создают эти движения, но, работая главным образом в уступающем режиме, определяют их амплитуду и скорость; основная задача этих мышц – стабилизация вертикальной позы и уменьшение колебаний общего центра масс. Таким образом, нижние конечности выполняют опорную функцию, позвоночник и мышцы туловища имеют стабилизационную функцию, а верхние конечности выполняют функцию поддержания равновесия [12, 13].

Известно, что интегративный подход в процессе социально-психологической адаптации детей с ОВЗ реализуется более успешно, чем в физиологической. Ряд авторов ищут решение данной проблемы с помощью нейрофизиологического подхода, рассматривая двигательную активность как метод социализации и психофизиологической адаптации [14–16]. При этом оценка эффективности такого подхода выполняется на основе теории функциональных систем.

Теория функциональных систем, разработанная П.К. Анохиным в результате проводимых им исследований компенсаторных приспособлений нарушенных функций организма, утверждает, что всякая компенсация нарушенных функций может иметь место только при мобилизации значительного числа физиологических компонентов, зачастую расположенных в различных отделах центральной нервной системы и рабочей периферии, тем не менее, всегда функционально объединенных на основе получения конечного

приспособительного эффекта. Такое функциональное объединение различно локализованных структур и процессов, нацеленных на получение конечного (приспособительного) эффекта, было названо “функциональной системой”. Основой функциональной системы является приспособительный эффект, который определяет характер, перестройку эфферентных возбуждений и обратное афферентирование о результате промежуточного или конечного приспособительного эффекта [17–19].

Критерием успешной адаптации служит успешность интеграции ребенка с ОВЗ в социум за счет рационального использования имеющихся у него навыков и мобилизации компенсаторных механизмов, а не восстановление той или иной функции до уровня физиологической нормы.

Целью данного исследования было изучение физиологических особенностей двигательной адаптации у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 90 детей в возрасте от 8 до 12 лет (средний возраст 10.37 ± 1.74 лет), в том числе 54 мальчика и 36 девочек, которых разделили на 3 группы: 1) основная группа 1 – дети, способные к самостоятельным локомоциям (всего 30 детей, в том числе 19 мальчиков и 11 девочек); 2) основная группа 2 – дети, способные к локомоциям только с дополнительной поддержкой (всего 30 детей, в том числе 17 мальчиков и 13 девочек); 3) контрольная группа – 30 детей (18 мальчиков и 12 девочек) без ОВЗ.

Метод электромиографии (ЭМГ). Для регистрации биоэлектрических характеристик сокращения мышц нижних конечностей использовали многофункциональный компьютерный комплекс “Нейро–МВП–4” (Россия). Исследовали биоэлектрическую активность следующих мышц: медиальную головку икроножной мышцы (*m. Gastrocnemius caput mediale*), латеральную широкую мышцу бедра (*m. Vastus lateralis*), двуглавую мышцу бедра (*m. Biceps femoris*), прямые мышцы спины справа и слева. Электроды накладывали согласно анатомическому расположению мышц. Использовали электроды с межэлектродным расстоянием 20 мм, представляющие собой металлические диски площадью 1 см^2 . Регистрацию осуществляли во время локомоторной нагрузки (ходьба по электрической беговой дорожке со скоростью 1 км/ч).

Для интерпретации полученных результатов ЭМГ наряду с классическим интерференционным анализом применяли турно-амплитудный анализ. Метод основан на количественном ана-

лизе сложности и интенсивности волн ЭМГ. Сложность турнов — это количество оборотов с измененным направлением сигналов в секунду больше, чем на 100 мкВ, подсчитанных за определенный период времени (200 мс). Интенсивность волн определяется как средняя амплитуда турнов [20, 21].

Метод реографии (РЭГ). Исследования кровотока нижних конечностей проводили с помощью реографа “Рео—Спектр” (НПО Нейрософт, Россия). Запись реограммы регистрировали в отведении “Бедро—голень” одновременно на левой и правой нижней конечности в состоянии покоя и после локомоторной нагрузки. Первый электрод накладывался в области верхней трети бедра. Второй электрод накладывался ниже коленной чашечки, под бугром большеберцовой кости на уровне минимального диаметра голени. Третий электрод накладывался в нижней части голени, на уровне наименьшего диаметра голени.

Регистрировали следующие показатели:

1) реографический индекс (РИ, у.е.), это отношение величины амплитуды РЭГ-волны к величине стандартного калибровочного сигнала. Обычно используется калибровочный сигнал 0.1 Ом; можно задавать и другие его значения — 0.05; 0.2; 0.5 Ом. Отражает состояние объемного кровенаполнения магистральных артерий исследуемого органа или его участка [22];

$РИ = A/K$, где A — амплитуда, K — амплитуда калибровочного сигнала;

2) амплитудно-частотный показатель (АЧП); отношение реографического индекса (РИ) к длительности сердечного цикла $R-R$. $РИ/R-R$ характеризует величину объемного кровотока в исследуемой области в единицу времени.

3) максимальную скорость быстрого наполнения (V_{\max} , Ом/с), период или время быстрого наполнения — от начала подъема систолической волны реограммы до точки максимальной крутизны на ее восходящем участке, показатель отражает величину ударного объема и функциональное состояние крупных сосудов;

4) среднюю скорость медленного наполнения ($V_{\text{ср}}$, Ом/с) — период или время медленного наполнения — от точки максимальной крутизны на восходящем участке реограммы до ее вершины, показатель отражает функциональное состояние сосудов среднего и мелкого калибра;

5) диастолический индекс (ДИА) — отношение величины амплитуды на уровне дикротического зубца к максимальной амплитуде РЭГ-волны. $ДИ = H3/H1 \times 100\%$, где $H3$ — амплитуда на уровне дикротического зубца, $H1$ — амплитуда РЭГ-волны. Этот показатель отражает состояние оттока крови из артерий в венулы и характеризует тонус вен. В норме ДИА равен 75%. Повышение его свидетельствует о затруднении венозного от-

тока, уменьшение показателя — о венозном застое.

б) дикротический индекс (ДИК) рассчитывается как отношение величины амплитуды РЭГ-волны на уровне инцизуры к максимальной амплитуде волны: $H2/H1 \times 100\%$, где $H2$ — амплитуда дикроты, $H1$ — амплитуда волны. В норме 40–70%. Повышение дикротического индекса более 70% характеризует повышение периферического сосудистого сопротивления. Таким образом, ДИК характеризует тонус артерий.

7) показатель венозного оттока (ПВО). Отражает состояние оттока крови из данной области в сердце, которое в значительной степени определяется тонусом венозного русла исследуемой области.

$$VO = V_{ye}/Vb$$

V_{ye} (Ом/с) — средняя скорость убывания реограммы на последней четверти периода.

Vb (Ом/с) — средняя скорость систолического нарастания венозной компоненты [22–24].

Метод отслеживания движения. Биомеханические параметры локомоций исследовали методом *Motion Tracking*, который представляет собой фотосъемку движений цифровой высокоскоростной камерой с кадровым компьютерным анализом изображений. Запись осуществляли с помощью видеокамеры *Vision Research Phantom Mire eX2* с частотой 250 кадров в секунду. Детям в качестве тестовых упражнений предлагали выполнить 3 разновидности ходьбы на двух ногах на электрической беговой дорожке: ходьбу по горизонтальной поверхности; при спуске (8 град); при подъеме (8 град). Программный модуль *Tracker 1.1* позволяет создать модель исследования биомеханической системы, построить проекты изучения двигательных актов конкретных испытуемых с анализом линейных и угловых кинематических профилей, и их производных.

Методы математической статистики. Анализ данных проводили при помощи программы *Statistica 6.0 for Windows (Statsoft, Россия)*. Полученные данные были представлены в виде “среднее \pm \pm ошибка среднего” ($X \pm m$). Для определения характера распределения полученных данных использовали критерий Колмогорова—Смирнова. Гипотезу о принадлежности сравниваемых независимых выборок к одной и той же генеральной совокупности или к совокупностям с одинаковыми параметрами проверяли с помощью рангового U -критерия Манна—Уитни.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ ориентации звеньев тела, их местоположения в пространстве и отношения к опоре. На

рис. 1 представлены угловые скорости в коленном суставе. В основной группе (ходьба с поддержкой) происходило ослабление способности ЦНС координировать движение мышц-антагонистов. Сгибательно-приводящая позиция нижних конечностей на протяжении локомоторного цикла прослеживается и в основной группе (ходьба самостоятельно), что отражается в преимущественно согнутой позиции ноги.

Ограничение движений в тазобедренном суставе наряду с увеличением раскачиваний туловища, ослабление активности в фазе переноса ноги и ее резкое усиление в четвертой фазе — являются основными отличительными особенностями динамического стереотипа локомоций в основной группе (ходьба самостоятельно). Основное смещение вперед происходило в четвертой фазе шага и сопровождалось некоторым подъемом вверх (рис. 1).

Локомоция верхних конечностей имеет одностипные сдвиги фазовых характеристик нормальной и патологической ходьбы детей с ОВЗ (ходьба с поддержкой): относительное уменьшение длительности опорного периода и соответствующее увеличение продолжительности переносного периода.

Редукция амплитуды угловых ускорений во всех суставах ноги, и особенно в коленном и тазобедренном суставах, в контрольной группе имеет четыре экстремума. Два соответствуют начальному (3224.92 мм/с^2) и конечному опорному периоду (3949.83 мм/с^2), а два — во время переката стопы (3859.64 мм/с^2) и в первой половине переносного периода (-10486.54 мм/с^2). При ходьбе основной группы (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) эти экстремумы сохраняются, однако все значения выше. Угловые ускорения в тазобедренном суставе в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) во всех трех положениях сохраняют значения выше в сравнении с контрольной группой.

Плечевой пояс двигается в противофазе в обеих основных группах относительно контрольной группы. Вся кривая практически перемещена в область отрицательных значений, что означает закрепощенность верхнего плечевого пояса.

На рис. 2 представлена динамика скорости движения коленного сустава в горизонтальной плоскости при ходьбе. Скорость движения коленного сустава в горизонтальной плоскости у контрольной группы на всем протяжении двигательного цикла монотонно возрастает. В основных группах со второй фазы она существенно снижается до фазы 3, а в фазы 4–5.1 — возрастает.

Скорость движения голеностопного сустава в вертикальной плоскости, начиная с первой фазы движения и до последнего цикла локомоции, постоянно понижалась. Однако в вертикальной

плоскости движение коленного сустава в основной группе (ходьба с поддержкой) отличалось принципиально. У детей с ОВЗ движение колена вверх запаздывало, во второй половине шага совершалось 2–3 колебательных движения вверх–вниз.

Существенные различия между группами были выявлены при исследовании скорости движения плечевого сустава в вертикальной плоскости при локомоции в подъем и по ровной поверхности. В основной группе (ходьба с поддержкой) при локомоции в подъем минимальное значение скорости достигалось в первой фазе (-800 мм/с) ($p < 0.05$), а максимальное — в фазе 6 (200 мм/с) ($p < 0.05$). Динамика скорости движения локтевого сустава при движении в основной группе детей (ходьба самостоятельно) имела синусоидальную форму при минимальных значениях в четвертой и 5.1 фазах, причем значения скорости в течение всего цикла ходьбы в контрольной группе были достоверно выше, чем у детей основной группы (ходьба самостоятельно) (рис. 2).

Динамики ускорения движения в голеностопном суставе в горизонтальной плоскости при ходьбе в основной группе (ходьба с поддержкой) по ровной поверхности имеет два экстремальных значения. Первое соответствует сгибанию в суставе в начале шага (30414.63 мм/с^2) ($p < 0.05$), а второе сгибанию во время переката стопы (29294.44 мм/с^2) ($p < 0.05$).

Кривая динамики ускорения коленного сустава при ходьбе в контрольной группе состоит из двух волн с малой и большой амплитудой с экстремальными значениями (-7.46 мм/с^2) и (5237.94 мм/с^2). Вращательные движения таза являются важной составляющей частью механизма перемещения всего тела с одной ноги на другую и механизма, обеспечивающего перенос нижней конечности при ходьбе.

Значительные различия были выявлены при исследовании ускорения плечевого сустава в горизонтальной плоскости. Так, в основной группе детей (ходьба самостоятельно) при ходьбе во всех трех положениях минимальные значения ускорения регистрировались в четвертой фазе, максимальные — в 5.2. Таким образом, в основных группах в начальной фазе ходьбы ускорение уменьшается, а в заключительных фазах возрастает.

Исследование ускорения движений суставов в вертикальной плоскости при ходьбе показало, что у детей с ОВЗ (ходьба самостоятельно) в голеностопном суставе ускорение на всем протяжении шага находится в области положительных значений. Преобладают высокие значения в фазу отталкивания (27442.43 мм/с^2) ($p < 0.05$) и фазу амортизации (56412.51 мм/с^2) ($p < 0.05$) локомоторного цикла. В основной группе (ходьба с под-

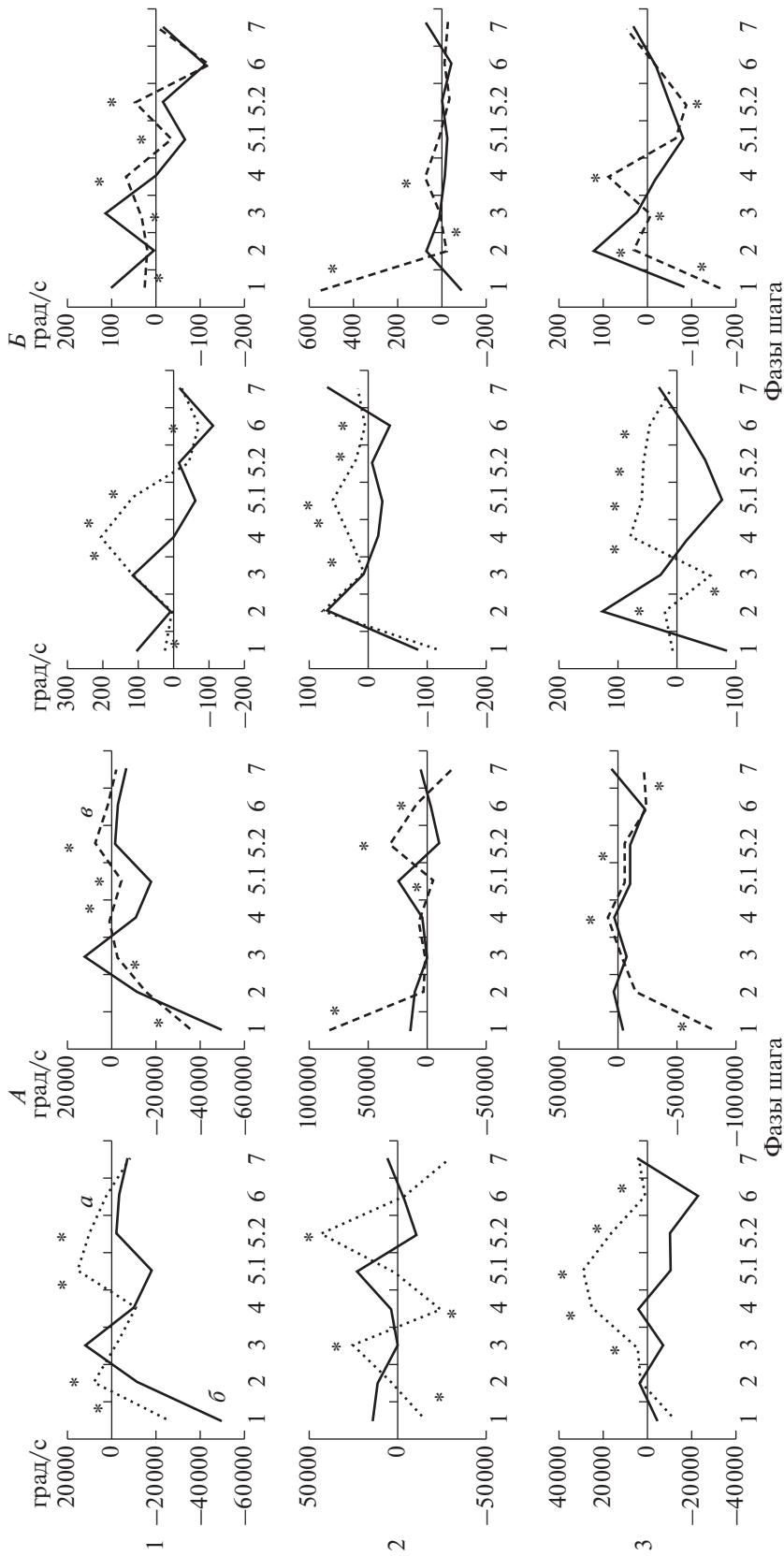


Рис. 1. Значения угловых скоростей в коленном (А) и тазобедренном (Б) суставе при ходьбе. По оси X – фазы шага, по оси Y – угловое ускорение, град/с. а – основная группа, ходьба с поддержкой, б – основная группа, ходьба самостоятельно, в – контрольная группа. 1 – в подъем, 2 – горизонтальная поверхность, 3 – спуск, * – достоверность различий с контрольной группой ($p < 0.05$).

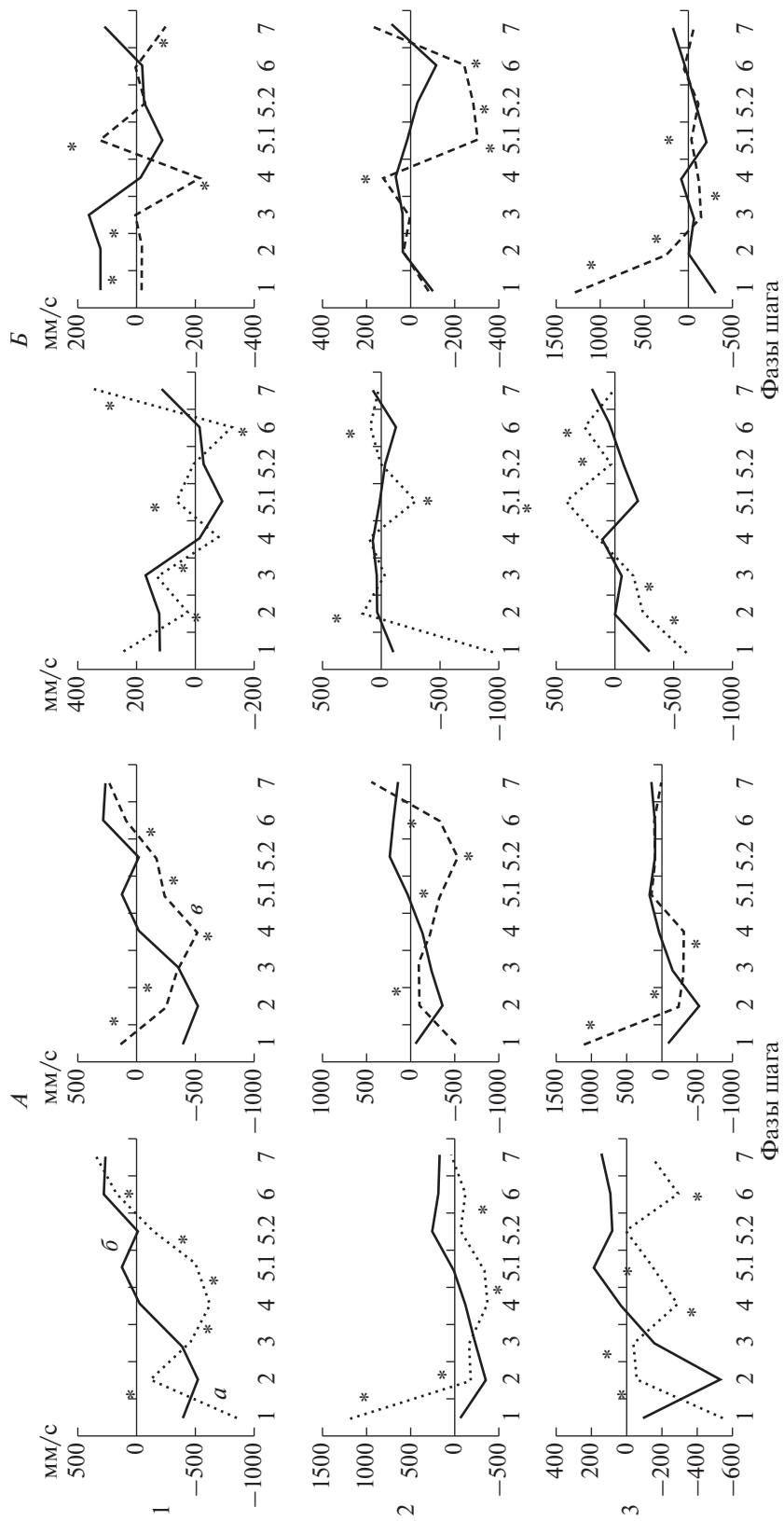


Рис. 2. Значения скоростей движения коленного сустава в горизонтальной плоскости (А) и локтевого сустава в вертикальной плоскости (Б) при ходьбе. По оси X — фазы шага, по оси Y — скорость, мм/с. Остальные обозначения см. рис. 1.

держкой) преобладают низкие величины ускорения в фазе переката стопы (-50643.43 мм/с^2) ($p < 0.05$).

У детей с ОВЗ (ходьба самостоятельно) в тазобедренном суставе в фазе переноса ноги и переката ступни величины ускорений находятся в противофазе со значениями контрольной группы, что компенсирует увеличение раскачивания туловища.

Анализ биоэлектрической активности мышц спины и нижних конечностей. Характеристики интерференционной ЭМГ тестируемых мышц у детей с ОВЗ, передвигающихся самостоятельно и с поддержкой, существенно различаются.

У детей основной группы (ходьба самостоятельно), со стороны икроножной мышцы, наблюдали снижение максимальной амплитуды осцилляций ($2825 \pm 389 \text{ мкВ}$) ($p < 0.05$) слева и справа ($3636 \pm 567 \text{ мкВ}$) ($p < 0.05$) и увеличение средней амплитуды осцилляций ($844 \pm 164 \text{ мкВ}$) ($p < 0.05$) слева и справа ($869 \pm 150 \text{ мкВ}$) ($p < 0.05$).

Суммарная амплитуда так же несколько выше в основной группе ($268 \pm 44 \text{ мВ/с}$) ($p < 0.05$) слева и справа ($267 \pm 44 \text{ мВ/с}$) ($p < 0.05$), тогда как частота осцилляций заметно ниже ($652 \pm 98 \text{ Гц}$) ($p < 0.05$) с обеих сторон ($285 \pm 40 \text{ Гц}$) ($p < 0.05$). В итоге мы наблюдали существенный прирост амплитудно-частотного показателя ($20 \pm 3.5 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$) ($p < 0.05$) слева и справа ($77.3 \pm 15 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$) ($p < 0.05$) у детей с ОВЗ. У детей, передвигающихся только с поддержкой, изменения биоэлектрической активности икроножной мышцы носит, во многом, противоположный характер: отмечается незначительные разнонаправленные изменения амплитуды в сочетании с существенным увеличением частоты осцилляций и существенное снижение амплитудно-частотного показателя в сравнении с контрольной группой.

Со стороны латеральной широкой мышцы бедра (разгибатель коленного сустава) изменения во многом сходные, но менее выраженные. В основной группе (ходьба самостоятельно) отмечено снижение частоты осцилляций ($18.9 \pm 3.3 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$ — слева) ($p < 0.05$) относительно контрольной группы ($54.0 \pm 7.4 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$ — слева) в сочетании с возрастанием амплитуды ($10610 \pm 887 \text{ мкВ}$ — слева) ($p < 0.05$) в основной группе (ходьба самостоятельно) в сравнении с контролем ($5367 \pm 612 \text{ мкВ}$ — слева). Со стороны двуглавой мышцы бедра (задняя группа мышц) частота ЭМГ несколько снижалась в основных группах ($4.9 \pm 0.2 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$ — ходьба с поддержкой) ($p < 0.05$), ($79.3 \pm 7.1 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$ — ходьба самостоятельно) ($p < 0.05$) относительно контрольной группы ($210.9 \pm 25 \text{ мкВ} \cdot \text{с}$).

Характеристики биоэлектрической активности прямых мышц спины у детей с ОВЗ в значительной степени отличались от контрольной группы. В обеих группах детей с ОВЗ наблюдали

увеличение максимальной ($13002 \pm 1420 \text{ мкВ}$ — ходьба с поддержкой ($p < 0.05$); $9180 \pm 990 \text{ мкВ}$ — ходьба самостоятельно ($p < 0.05$)) и суммарной ($570 \pm 69 \text{ мВ/с}$ — ходьба с поддержкой ($p < 0.05$); $885 \pm 95 \text{ мВ/с}$ — ходьба самостоятельно ($p < 0.05$)) амплитуды осцилляций. Средняя амплитуда была выше контрольных значений ($227 \pm 25 \text{ мкВ}$) только в группе детей, способных ходить самостоятельно ($1347 \pm 175 \text{ мкВ}$) ($p < 0.05$). Средняя частота значительно снижалась в основной группе (ходьба самостоятельно) ($1154 \pm 142 \text{ Гц}$) ($p < 0.05$) и возрастала в основной группе детей (ходьба с поддержкой) ($6524 \pm 750 \text{ Гц}$) ($p < 0.05$). Амплитудно-частотный показатель снижался в обеих группах, но в группе перемещающихся самостоятельно — значительно в меньшей степени (табл. 1).

Особенно наглядными оказались результаты турно-амплитудного анализа. В контрольной группе точки турно-амплитудного анализа на всех группах мышц визуально находятся ближе к центру и чуть смещены вниз относительно биссектрисы угла нулевой отметки. У детей с ОВЗ распределение точек турно-амплитудного анализа от икроножной мышцы значительно отличалось от контроля. У детей, перемещающихся только с поддержкой они смещались горизонтально вправо, а у способных к самостоятельной ходьбе — вертикально вверх (рис. 3).

На латеральной широкой мышце бедра точки распределялись вправо, образуя ряд в обеих основных группах. ЭМГ прямых мышц спины характеризовалась значительным смещением точек горизонтально вправо в группе детей, перемещающихся с поддержкой. У детей, перемещающихся самостоятельно, точки турнов формировали две группы, одна из которых смещалась вправо горизонтально, а вторая — вправо и вверх.

Показатели гемодинамики нижних конечностей при локомоторных нагрузках. В табл. 2 представлены результаты исследования показателей кровотока нижних конечностей у детей с ОВЗ и контрольной группы в покое и после физической нагрузки.

Пульсовое кровенаполнение до нагрузки было повышено в левом бедре в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) (1.84 ± 0.09) ($p < 0.05$) и умеренно снижено в правом бедре (0.4 ± 0.06) ($p < 0.05$). После локомоторной нагрузки пульсовое кровенаполнение в основной группе возрастало в правом (1 ± 0.02) ($p < 0.05$) и левом бедре (0.66 ± 0.01) ($p < 0.05$) сильнее, чем в контрольной группе — (0.7 ± 0.01) и (0.48 ± 0.03) соответственно. В контрольной группе после выполнения физической нагрузки заметно усилилось кровенаполнение в обеих голених слева (0.7 ± 0.02) и справа (1.09 ± 0.05), тогда как в основной группе данный показатель снижался слева (0.48 ± 0.02) ($p < 0.05$) и справа

Таблица 1. Параметры биоэлектрической активности мышц у детей с ОВЗ перемещающихся самостоятельно, с опорой и у контрольной группы при ходьбе ($M \pm m$)

Мышцы	Максимальная амплитуда, мкВ			Средняя амплитуда, мкВ			Средняя частота, 1/с		
	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа
Икроножная мышца (медиальная головка)	Левая нога	11803 ± 1005*	10089 ± 977	184 ± 35*	844 ± 164*	405 ± 57	4725 ± 630*	652 ± 98*	1275 ± 100
	Правая нога	10300 ± 1115*	7129 ± 913	447 ± 84*	869 ± 150*	238 ± 32	2165 ± 380*	285 ± 40*	1254 ± 97
Латеральная широкая мышца бедра	Левая нога	2176 ± 402*	5367 ± 612	173 ± 28	799 ± 145*	229 ± 28	4722 ± 720*	1025 ± 115*	2664 ± 180
	Правая нога	4005 ± 565	3162 ± 420	481 ± 70	373 ± 65	341 ± 55	4482 ± 490*	1412 ± 230	1167 ± 247
Двуглавая мышца бедра	Левая нога	1205 ± 120*	2824 ± 355	348 ± 42*	400 ± 77	403 ± 62	308 ± 62*	634 ± 79*	1112 ± 135
	Правая нога	1205 ± 190*	1964 ± 220	348 ± 45	343 ± 40	336 ± 42	308 ± 48*	248 ± 25*	47 ± 4
Прямые мышцы спины	Левая нога	13002 ± 1420*	5147 ± 778	341 ± 45	1347 ± 175*	162 ± 25	6524 ± 750*	1154 ± 142*	4647 ± 620
	Правая нога	5521 ± 620	4687 ± 510	175 ± 20	1486 ± 160*	227 ± 25	4011 ± 420*	2237 ± 255*	3026 ± 340

Примечание: * — достоверность различий с контрольной группой ($p < 0.05$).

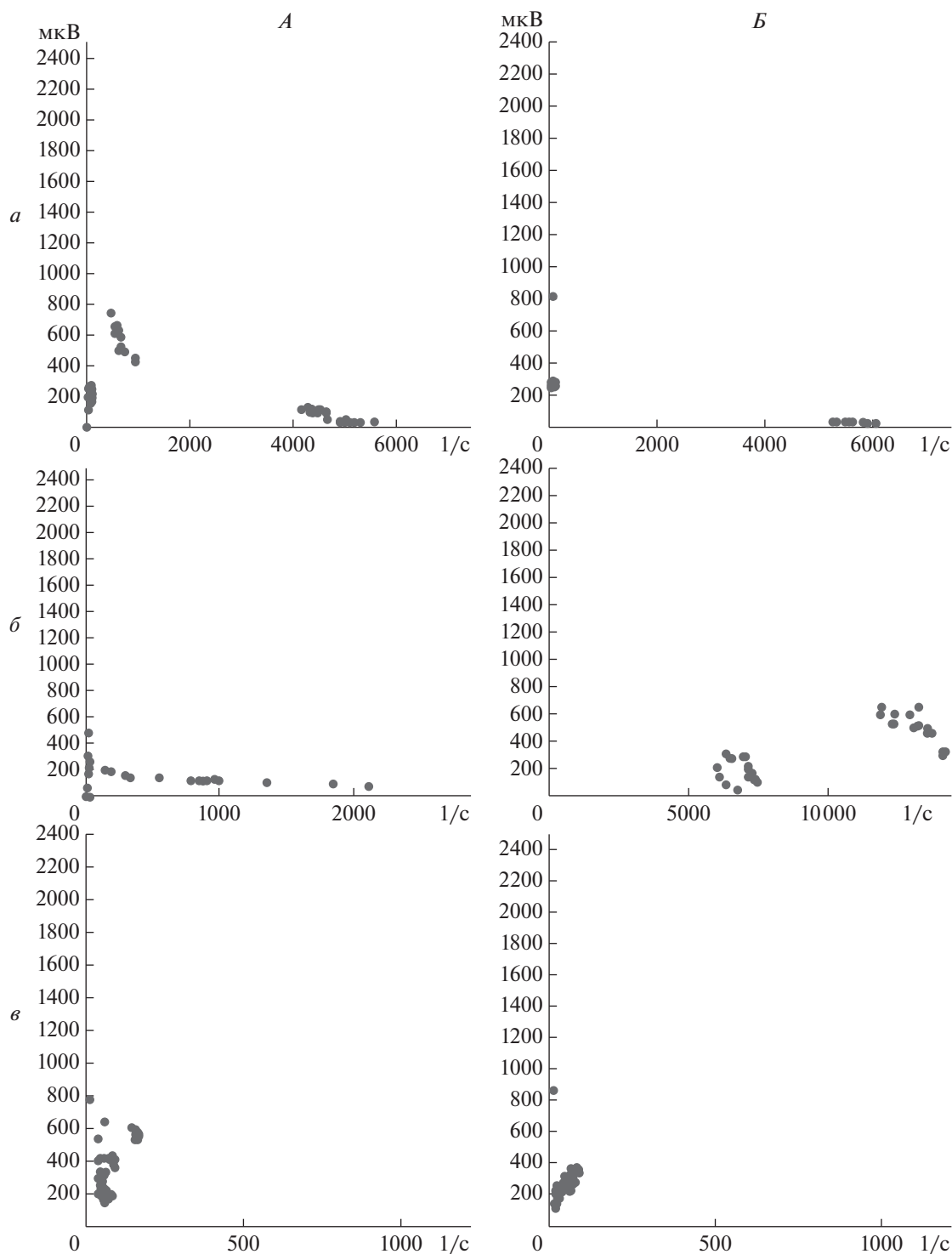


Рис. 3. Диаграммы турно-амплитудного анализа электромиограмм медиальной головки икроножной мышцы (*А*) и латеральной широкой мышцы бедра (*Б*). По оси *X* – частота турнов, 1/с, по оси *Y* – амплитуда турнов, мкВ. Остальные обозначения см. рис. 1.

(0.62 ± 0.14) ($p < 0.05$). Полученные результаты свидетельствуют о том, что у детей основной группы физическая нагрузка вызывает усиление пульсового кровенаполнения преимущественно в

области бедер, тогда как в контрольной группе – в области голени.

Для оценки периферического сосудистого сопротивления определяли диастолический дикро-

Таблица 2. Реографические показатели регионарного кровотока в нижних конечностях (бедро и голень) (X ± m)

Показатели	РИ			ДИК			ДИА			ПВО, %		
	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа	основная группа с опорой	основная группа без опоры	контрольная группа
Бедро	Левое до нагрузки	1.82 ± ± 0.09*	0.56 ± ± 0.02	60 ± ± 3.4	60.08 ± ± 3.4	64.5 ± ± 2.5	63.9 ± ± 5.3	64.9 ± ± 5.3	72.4 ± ± 7.2	16 ± ± 1.5*	16.6 ± ± 1.5*	40.7 ± ± 2.8
	Левое после нагрузки	0.64 ± ± 0.1**	0.48 ± ± 0.03	38 ± ± 2.7**	38.6 ± ± 2.7**	63.9 ± ± 3.8	100.4 ± ± 11.7**	102.4 ± ± 11.7**	191.1 ± ± 15.8#	14.1 ± ± 1.3*	14.8 ± ± 1.3*	17.88 ± ± 1.7#
	Правое до нагрузки	0.42 ± ± 0.06	0.4 ± ± 0.06	66.85 ± ± 5.1*	66.8 ± ± 5.1*	110.9 ± ± 9.2	62.9 ± ± 2.1*	64.9 ± ± 2.1*	107.6 ± ± 9.7	28 ± ± 0.4*	26 ± ± 0.4*	22 ± ± 2.4
Голень	Правое после нагрузки	1.1 ± ± 0.02**	0.7 ± ± 0.01#	62 ± ± 6.3*	62.5 ± ± 6.3*	48.9 ± ± 5.4#	69.1 ± ± 2.5	70.1 ± ± 2.5	72.6 ± ± 6.8#	35.4 ± ± 2.2**	37.4 ± ± 2.2**	29.1 ± ± 2.8v
	Левое до нагрузки	0.5 ± ± 0.05	0.58 ± ± 0.05	80.3 ± ± 7.5*	80.6 ± ± 7.5*	31.4 ± ± 3.7	90.7 ± ± 6.4	93.7 ± ± 6.4	88.1 ± ± 7.2	16.6 ± ± 2.5*	17.6 ± ± 2.5*	24.3 ± ± 2.5
	Левое после нагрузки	0.4 ± ± 0.02**	0.48 ± ± 0.02**	14 ± ± 2.4**	14.2 ± ± 2.4**	59.6 ± ± 4.2#	70.7 ± ± 5.8**	73.7 ± ± 5.8**	56.4 ± ± 5.5#	5 ± ± 1.2**	7 ± ± 1.2**	31.8 ± ± 3.1#
Правое до нагрузки	0.4 ± ± 0.14	0.45 ± ± 0.14	52.1 ± ± 3.1*	52.7 ± ± 3.1*	34.3 ± ± 2.8	35.6 ± ± 3.1*	37.6 ± ± 3.1*	47.8 ± ± 3.8	17.2 ± ± 1.8*	19 ± ± 1.8*	31.5 ± ± 2.9	
	Правое после нагрузки	0.6 ± ± 0.14*	1.09 ± ± 0.05#	82.1 ± ± 6.5**	81.8 ± ± 6.5**	20.9 ± ± 2.2#	34.1 ± ± 2.9**	36.1 ± ± 2.9**	26 ± ± 3.1#	10.2 ± ± 1.5#	11.2 ± ± 1.5#	15.6 ± ± 1.8#

Примечание: * — достоверность различий между группами; # — достоверность изменений после нагрузки (p < 0.05).

тический индекс (ДИК) в покое в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) в области левого (60.08 ± 3.4) ($p < 0.05$) и правого (66.8 ± 5.1) ($p < 0.05$) бедер было умерено снижено относительно контрольной группы (слева (64.5 ± 2.5) и справа (110.9 ± 9.2) соответственно). В области левой (80.6 ± 7.5) ($p < 0.05$) и правой (52.7 ± 3.1) ($p < 0.05$) голени было умерено выше контроля слева (31.4 ± 3.7) и справа (34.3 ± 2.8) соответственно. После нагрузки в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) величина ДИК снижалась в области левого (38.6 ± 2.7) ($p < 0.05$) и правого бедер (62.5 ± 6.3) ($p < 0.05$). После нагрузки в контрольной группе величина ДИК снижалась в области правой голени (20.9 ± 2.2), тогда как в основной группе отмечалось значительное возрастание данного показателя (81.8 ± 6.5) ($p < 0.05$).

Диастолический индекс (ДИА) и показатель венозного оттока (ПВО) характеризуют состояние венозного отдела. В покое ДИА и ПВО значительно снижены в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) в левой (64.9 ± 5.3) ($p < 0.05$) и правой (64.9 ± 2.1) ($p < 0.05$) конечностях в сравнении с контрольной группой (слева (72.4 ± 7.2) и справа (72.6 ± 6.8) соответственно). После пробы с локомоторной нагрузкой показатели ДИА в обеих группах увеличиваются в области бедер, при этом в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) величина венозного оттока остается достоверно выше. В области голени затруднение венозного оттока регистрируется после нагрузки как в контрольной группе слева (31.8 ± 3.1) и справа (15.6 ± 1.8), так и в основной группе слева (7 ± 1.2) ($p < 0.05$) и справа (11.2 ± 1.5) ($p < 0.05$).

Полученные результаты позволяют выделить основные отличия в построении динамического стереотипа ходьбы у детей с ОВЗ. Прежде всего, к ним относятся задержка перемещения общего центра тяжести (ОЦТ) вперед (оно происходит во второй половине шага) и дезорганизация движений нижних конечностей (особенно колена) в вертикальной плоскости. Преобладающая сгибательно – приводящая позиция нижних конечностей на протяжении локомоторного цикла, связанная с ограничением движений в тазобедренном суставе, компенсируется увеличением раскачиваний туловища, ослаблением активности в фазе заднего толчка и ее резким усилением в четвертой фазе. Изменения структуры движения плечевого пояса и верхних конечностей можно рассматривать как компенсаторные: вертикальные перемещения плеча подстраиваются под движения ОЦТ, оставаясь в противофазе к последним. Происходит рассогласование движений локтя и запястья – они так же перемещаются в противофазе.

По данным ЭМГ-анализа у детей с ОВЗ основными отличиями динамического стереотипа ходьбы являются следующие:

1) наиболее значительные изменения в биоэлектрической активности икроножных мышц. При этом у детей, способных к самостоятельным локомоциям, наблюдали явление гиперсинхронизации – значительное возрастание амплитуды осцилляций в сочетании со снижением частоты. “Облако” турнов смещается вверх, что свидетельствует о вовлечении центральных компенсаторных механизмов. У детей, передвигающихся только с опорой, синхронизация отсутствует – напротив, амплитуда осцилляций снижается, а частота значительно возрастает. “Облако” турнов смещается вправо, что свидетельствует о преобладании миогенных механизмов регуляции;

2) в обеих основных группах наблюдается избыточная активность прямых мышц спины в сравнении с контрольной группой. При этом у детей, способных ходить самостоятельно, наблюдали явление синхронизации (снижение частоты при возрастании амплитуды и смещение одного из “облаков” турнов вверх). В группе детей, перемещающихся только с поддержкой, избыточная активность данной группы мышц не сопровождалась синхронизацией (частота осцилляций увеличивалась), облако турнов смещалось горизонтально вправо;

3) активность задней группы мышц бедра несколько снижалась в обеих основных группах детей, активность передней группы мышц бедра возрастала в обеих группах, при этом у детей, способных к самостоятельным перемещениям – в большей степени.

При ходьбе у детей с ОВЗ одновременная активность мышц-разгибателей и сгибателей выступает не как эпизодическое явление, а как основная особенность управления локомоцией, являясь одновременно проявлением патологических расстройств и компенсаторным механизмом. Динамический стереотип ходьбы у детей с ОВЗ отличается избыточным вовлечением в локомоции икроножных мышц и прямых мышц спины, при этом центральные механизмы гиперсинхронизации активности двигательных единиц (ДЕ) являются основным адаптационным механизмом в группе детей, способных к самостоятельным локомоциям. Можно предположить, что в реабилитационный комплекс целесообразно включать упражнения, направленные на тренировку данных групп мышц.

У детей с ОВЗ наблюдается дисфункция периферического звена системы кровообращения в нижних конечностях. В состоянии покоя она выражена преимущественно на уровне бедер и проявляется усилением пульсового кровенаполнения и объемного кровотока и их асимметрией в



Рис. 4. Схема взаимодействия факторов ограничения подвижности, компенсаторных факторов и факторов функциональной адаптации у детей с ОВЗ.

На схеме представлены выявленные у детей с ОВЗ факторы ограничения подвижности (левый столбец), а также компенсаторные механизмы, на основе которых формируется новый двигательный стереотип. Стрелками показаны предполагаемые связи между группами факторов и компенсаторными механизмами.

сочетании со снижением венозного оттока. После локомоторной нагрузки в основной группе усиление пульсового кровенаполнения и объема кровотока, а также скорости кровотока наблюдается преимущественно в области бедер, тогда как в контрольной группе – в области голени. У детей с ОВЗ так же значительно выражено затруднение венозного оттока на фоне локомоций. Таким образом, для детей с ОВЗ, характерно преимущественно снижение вегетативного обеспечения дистальных отделов конечностей, тогда как в проксимальных отделах сохраняется определенный функциональный резерв. Это позволяет рекомендовать при формировании адаптивных стереотипов локомоций преимущественно нагружать мышцы бедер и разгружать мышцы голени.

На рис. 4 представлена схема, отражающая структуру процесса двигательной адаптации де-

тей с ОВЗ. Исходным звеном обстановочной афферентации, обуславливающим потребность в адаптации, является ограничение подвижности, а основным фактором мотивации, конечной целью процесса адаптации – максимальное восстановление подвижности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Было выделено пять факторов ограничения подвижности у детей с ОВЗ, каждый из которых запускает один или несколько компенсаторных механизмов, на основе которых формируется новый двигательный стереотип (рис. 4).

Основными факторами, ограничивающими подвижность суставов, являются сгибательно-приводящая позиция бедра с одновременной дезорганизацией движения голени и верхних конеч-

ностей при замедленном смещении ОЦТ. При этом одновременно запускается комплекс механизмов функциональной адаптации, которые обеспечивают возможность реализации упомянутых компенсаторных механизмов. Они связаны как с вегетативным, так и с регуляторным обеспечением новых двигательных программ. По результатам исследования был выявлен особый двигательный стереотип ходьбы детей с ОВЗ, основанный на вовлечении компенсаторных механизмов. Было показано, что при ходьбе, в первую очередь, вовлекаются икроножные мышцы, происходит раскачивание туловища из-за изменения биомеханических законов при ходьбе у детей с ОВЗ. Кроме того, одним из компенсаторных механизмов является рассогласованность движений локтя и запястья при вертикальном перемещении плеча.

Исходя из вышесказанного, можно выделить ряд факторов, влияющих непосредственно на процесс функциональной адаптации: во-первых, перестройка двигательных программ, т.е. создание особого двигательного стереотипа, позволяющего компенсировать наличие биомеханических изменений при ходьбе; во-вторых, функциональный резерв гемодинамики в проксимальных отделах нижних конечностей; в-третьих, одновременная активность мышц сгибателей и разгибателей при явлении гиперсинхронизации двигательных единиц. В итоге взаимодействия трех названных групп факторов (ограничивающих, компенсаторных и функциональной адаптации) достигается полезный результат: частичная или полная двигательная адаптация.

Все изложенное позволяет утверждать, что именно на основе физиологического подхода имеется реальная возможность обеспечения полноценной адаптации детей с ОВЗ, включения их во все сферы общественной жизни с преодолением как социальных, так и физических барьеров.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Национального исследовательского Томского политехнического университета (Томск).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Алехина С.В.* Принципы инклюзии в контексте изменений образовательной практики // Психологическая наука и образование. 2014. № 1. С. 5.
2. *Ситаров В.А.* Проблема социальной адаптации детей с ограниченными возможностями развития в образовательной сфере // Знание. Понимание. Умение. 2013. № 3. С. 243.
3. *Мартьянова Е.А.* К вопросу о внедрении инклюзии в образовательных организациях профессионального образования – проблемы кадрового обеспечения // Достижения вузовской науки. 2015. № 16. С. 27.
4. *Беленкова Л.Ю.* Инновационные подходы к образованию детей с ограниченными возможностями здоровья: от интеграции к инклюзии // Интеграция образования. 2011. № 1(62). С. 59.
5. *Халимова Н.М., Найданова О.С.* Особенности социальной адаптации детей с ограниченными возможностями здоровья в условиях инклюзивного образования // Вестник КГПУ им. В.П. Астафьева. 2014. Т. 29. № 3. С. 30.
6. *Stepaniuk I.* Inclusive education in Eastern European countries: a current state and future directions // Int. J. Inclusive Educ. 2019. V. 23. № 3. P. 328.
7. *Wayne V.* Hope, disability and inclusive participation in education // Int. J. Inclusive Educ. 2014. V. 18. № 2. P. 177.
8. *Angelova A.A., Levan T.N., Mantarova A.I.* Professional development of teachers in the field of inclusive education in school (the experience of Russia and Bulgaria) // Образование и наука. 2016. V. 135. № 6. P. 138.
9. *Valeeva R., Kulesza E.* Education for Persons with Special Needs: Polish and Russian Experience // Int. J. Env. Sci. Educ. 2016. V. 11. № 7. P. 1619.
10. *Баланев Д.Ю., Капилевич Л.В., Шилько В.Г.* Перспективы применения методов мониторинга двигательной активности человека в спорте // Теория и практика физической культуры. 2015. № 1. С. 58.
11. *Korshunov S.D., Davlet'yarova K.V., Kapilevich L.V.* [Biomechanical principles physical rehabilitation of children with cerebral palsy] // Bulletin of Siberian Medicine. 2016. V. 15. № 3. P. 55.
12. *Витензон А.С., Петрушанская К.А.* К фазовому анализу ходьбы и некоторых ритмических движений человека // Российский журнал биомеханики. 2005. Т. 9. № 1. С. 19.
13. *Витензон А.С., Петрушанская К.А., Гриценко Г.П. и др.* Биомеханическое и нейрофизиологическое обоснование применения фазовой электрической стимуляции мышц у детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича // Российский журнал биомеханики. 2016. Т. 20. № 2. С. 150.
14. *Hegarty A.K., Kurz M.J., Stuberg W., Silverman A.K.* Strength Training Effects on Muscle Forces and Contributions to Whole-Body Movement in Cerebral Palsy // J. Mot. Behav. 2018. V. 51. № 5. P. 496.
15. *Ross S.M., Case L., Leung W.* Aligning physical activity measures with the international classification of functioning, disability and health framework for childhood disability // Quest. 2016. V. 68. № 4. P. 521.

16. *Capio C.M., Sit C.H.P., Eguia K.F. et al.* Fundamental movement skills training to promote physical activity in children with and without disability: a pilot study // *J. Sport Health Sci.* 2014. V. 4. № 3. P. 235.
17. *Anokhin P.K.* Biology and neurophysiology of the conditioned reflex and its role in adaptive behavior. Oxford: Pergamon Press, 1974. 574 p.
18. *Vityaev E.E., Demin A.V.* Cognitive architecture based on the functional systems theory // *Procedia Computer Science.* 2018. № 145. P. 623.
19. *Анохин П.К.* Биология и нейрофизиология условного рефлекса. М.: Медицина, 1968. 546 с.
20. *Hamada M., Nagashima H., Hashizume H. et al.* Diagnostic value of turns-amplitude analysis in neuromuscular disease // *J. Orthop. Sci.* 1997. V. 2. № 5. P. 283.
21. *Itza F., Zarza D., Salinas J. et al.* Turn-amplitude analysis as a diagnostic test for myofascial syndrome in patients with chronic pelvic pain // *Pain Res. Manag.* 2015. V. 20. № 2. P. 96.
22. *Гаранин А.А., Рябов А.Е.* Новое в биомеханике большого круга кровообращения // *Российский журнал биомеханики.* 2014. Т. 18. № 3. С. 345.
23. *Мавлиев Ф.А., Назаренко А.С., Коновалова Л.А.* Прогностическая значимость показателей центральной реографии для оценки физической подготовленности и работоспособности // *Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта.* 2016. № 4(134). С. 156.
24. *Гаранин А.А., Рябов А.Е., Фатенкова О.В.* Динамика биомеханических показателей сосудистого русла у мужчин и женщин разных возрастных групп // *Российский журнал биомеханики.* 2014. Т. 18. № 1. С. 119.

Physiological Parameters of Motor Adaptation in Children with Disability

K. V. Davletyarova^a, S. D. Korshunov^a, S. G. Krivoshchekov^d, L. V. Kapilevich^{a, b, c, *}

^a*Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia*

^b*National Research Tomsk State University, Tomsk, Russia*

^c*Siberian State Medical University, Tomsk, Russia*

^d*Research Institute of Physiology and Fundamental Medicine, Novosibirsk, Russia*

*E-mail: kapil@yandex.ru

We investigated the physiological characteristics of motor adaptation in children with disabilities associated with impaired functioning of the musculoskeletal system and decreased joint mobility in the upper and lower extremities. The study included 90 children aged 8 to 12 years, which were divided into 3 groups: children capable of independent locomotion; children capable of independent locomotion with support; children without disabilities. We used the methods of electromyography, rheovasography and motion tracking. It was found that children with disabilities have a special motor stereotype associated with limiting the joint mobility and based on functional compensatory mechanisms. In addition, factors that directly affect the process of functional adaptation were identified. The first factor is the restructuring of motor programs, i.e. the creation of a special motor stereotype to compensate for the presence of biomechanical changes when walking. The second factor is the functional reserve of hemodynamics in the proximal parts of the lower extremities. The third factor is the simultaneous activity of flexor and extensor muscles in the event of hypersynchronization of motor units. Thus, it has been established that limiting joint mobility in the upper and lower extremities can activate the compensatory mechanisms aimed at functional compensation of lost functions by creating a special motor stereotype for the development of motor adaptation of children with disabilities. Thus, we suggest that the adaptation approach is a real opportunity to provide complete adaptation of children with disabilities, their inclusion in all spheres of public life and overcoming both social and physical barriers.

Keywords: motor adaptation, locomotion, movement physiology, children with disabilities, limited mobility of the musculoskeletal system.