Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
«Национальный исследовательский Томский политехнический университет»

На правах рукописи

Коршунов Сергей Дмитриевич

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АДАПТАЦИИ У ДЕТЕЙ С ОСОБЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ, СВЯЗАННЫМИ С ОГРАНИЧЕННОЙ ПОДВИЖНОСТЬЮ

03.03.01 – Физиология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Научный руководитель
доктор медицинских наук, профессор
Леонид Владимирович Капилевич

Томск – 2016

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ 3
Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ 11
1.1. Физиологические и биомеханические механизмы локомоций у человека 11
1.2. Физиологические механизмы компенсации двигательных функций 18
1.3. Дети с особыми возможностями здоровья: физиологические и социально-психологические особенности 23
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ 31
2.1 Объект исследования 31
2.2 Методы исследования 32
2.2.1 Компьютерная тензодинамография 32
2.2.2 Электромиография 41
2.2.3 Реовазография 44
2.2.4 Аппаратно-программный комплекс для видеоанализа движений 47
2.2.5 Статистическая обработка материала 54
ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ 55
3.1 Анализ ориентации звеньев тела, их местоположения в пространстве и отношения к опоре 55
3.2. Анализ биомеханики работы стопы при выполнении прыжков 78
3.3. Анализ биоэлектрической активности мышц спины и нижних конечностей 87
3.4. Показатели гемодинамики нижних конечностей при локомоторных нагрузках 97
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 105
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ 112
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ И ЛИТЕРАТУРЫ 113

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования.

В современном обществе принципиально изменился взгляд на проблему людей с особыми потребностями. От понятия инвалидности, подразумевающего наличие физических или психологических дефектов и, как следствие, необходимости реабилитации, общество переходит к понятию «особенных людей». Принятое в зарубежной литературе обозначение «persons with special needs» все шире проникает и в отечественные исследования. Такой переход – не просто терминологическое изменение, происходит глубинная трансформация самого подхода к проблеме и способам ее решения [1, 3, 15,65]. Люди с особыми потребностями, или с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ) – именно такое определение зафиксировано в законодательных актах РФ - в данной парадигме рассматриваются как полноправные члены общества [18, 38,68,69]. Задача общества при этом – не расширение спектра медицинских и социальных услуг таким людям, а их полноценная адаптация, включение во все сферы общественной жизни с преодолением как социальных, так и физических барьеров [58,59,63,79].

На сегодняшнем этапе такой подход в большей степени реализован в социально-психологической плоскости. В физиологическом аспекте такие люди по-прежнему чаще всего расцениваются как пациенты, нуждающиеся в особой медицинской помощи. Данное противоречие становится существенным барьером на пути полноценной интеграции людей с ОВЗ в общество, особенно в детском возрасте. Необходимо распространить интегративный подход на физиологические аспекты, и перспективной основой для этого является теория функциональных систем.

Теория функциональных систем была разработана П. К. Анохиным в результате проводимых им исследований компенсаторных приспособлений нарушенных функций организма. Как показали эти исследования, 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 на основе получения конечного (приспособительного) эффекта и было названо «функциональной системой» (П. К. Анохин, 1968). Ядром функциональной системы является приспособительный эффект, определяющий состав, перестройку эфферентных возбуждений и неизбежное обратное афферентирование о результате промежуточного или конечного приспособительного эффекта [37,94].

Одна из основных физиологических составляющих нормального формирования и развития организма у детей - это движение. 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. Движение - это необходимое условие жизнеобеспечения организма, а также средство и метод поддержания его работоспособности. Соответственно, важное направление адаптации детей с ОВЗ – формирование у них двигательных навыков. При этом важно делать упор в первую очередь на мобилизацию собственных компенсаторных механизмов, которая может быть реализована на основе изучения физиологических особенностей двигательной адаптации у детей с ОВЗ [11, 27].

Особые двигательные стереотипы у таких детей могут быть положены в основу формирования новых двигательных навыков, что приведет к повышению двигательной активности. Однако разработка методов адаптации должна осуществляться на физиологически обоснованных принципах, в частности – с учетом функционального состояния нервной системы, опорно-

двигательного аппарата и механизмов вегетативного обеспечения [11, 45, 46, 47].

Степень разработанности темы исследования.

Как уже упоминалось выше, интегративный подход в процессе социально-психологической адаптации детей с ОВЗ реализуется более успешно, чем в физиологической. Ряд авторов видят решение данной проблемы в нейрофизиологическом аспекте, рассматривая двигательную активность как метод социализации и психофизиологической адаптации, в том числе к образовательной деятельности. При этом оценка эффективности такого подхода выполняется на основе теории функциональных систем - то есть критерием успешной адаптации служит не восстановление той или иной функции до уровня физиологической нормы, а успешность интеграции ребенка с ОВЗ в социум за счет рационального использования имеющихся у него навыков и мобилизации компенсаторных механизмов.

Цель: изучить физиологические особенности двигательной адаптации у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью.

Задачи:

1. Изучить биомеханические характеристики локомоций у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью.
2. Исследовать биоэлектрическую активность мышц нижних конечностей у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью.
3. Изучить характер взаимодействия с опорой у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью.
4. Оценить реакцию регионарной гемодинамики у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, на локомоторную нагрузку.

Научная новизна:

Впервые показано, что у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, формируется специфический локомоторный стереотип, характеризующийся следующими особенностями:

- задержка перемещения центра тяжести вперед (оно происходит во вторую половину шага) и дезорганизация движений нижних конечностей (особенно колена) в вертикальной плоскости - во второй половине шага совершается 2–3 колебательных движения колена вверх-вниз;
- усиление раскачиваний туловища, снижение подвижности в уступающей фазе и значительное усиление в преодолевающей фазе шага, компенсирующие преобладание сгибательно–приводящей позиции нижних конечностей на протяжении локомоторного цикла.
- преимущественное вовлечение в локомоции икроножных мышц и прямых мышц спины, при этом важным адаптационным механизмом являются центральные факторы гиперсинхронизации активности двигательных единиц.

Впервые показана важная роль адаптационного механизма, связанного с характером движений плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью – вертикальные перемещения плеча подстраиваются под движения общего центра тяжести, оставаясь в противофазе к последним. Происходит рассогласование движений локтя и запястья – они так же перемещаются в противофазе, шаг начинается с движения локтя назад, а запястья – вперед.

Впервые показано, что при ходьбе у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, происходит одновременное повышение активности мышц - разгибателей и сгибателей. Данная особенность выступает не как эпизодическое явление, а как основная особенность управления локомоцией, являясь одновременно важным компенсаторным механизмом.

Впервые охарактеризованы компенсаторные механизмы, обеспечивающие сохранение равновесия при прыжках у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, реализуемые за счет усиления давления на опору в боковом направлении в фазу отталкивания и удлинения начальной фазы прыжка.

Впервые показано, что у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, сохранен функциональный резерв регионарного кровотока в проксимальных отделах нижних конечностей.

Теоретическая и практическая значимость.

Полученные результаты раскрывают целый ряд важных физиологических закономерностей, лежащих в основе адаптации детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, к локомоторным нагрузкам. В то же время, они могут послужить основой для разработки новых, физиологически обоснованных методов двигательной адаптации таких детей, основанных на принципах увеличения времени удержания равновесия, длины шага и угла движения в голеностопных, коленных, тазобедренных суставах, что в значительной степени улучшает качество жизни этой категории лиц.

Результаты диссертации внедрены в учебный процесс на кафедре спортивных дисциплин Томского политехнического университета и в областном казенном государственном учреждении «Реабилитационного центра для детей и подростков с ограниченными возможностями» Закрытого административно-территориального образования города Северска.

Работа получила финансовую поддержку грантов ГРНФ (проект 5-16-70005 «Создание методов физической реабилитации детей с двигательными нарушениями на основе биомеханических закономерностей») и РНФ (проект 16-18-00016 «Двигательная, социальная, психологическая адаптация детей с ограниченными возможностями к обучению в системе профессионального образования»).

Методология и методы исследования.

Методология настоящего исследования основана на теории функциональных систем П.К. Анохина и на концепции взаимосвязи основных положений теории адаптации и методики формирования двигательных навыков. В работе использовался комплекс физиологических методов: компьютерная тензодинамография (оценка характера взаимодействия с опорой), электромиография, реовазография, Motion Tracking (фотосъемка движения цифровой высокоскоростной камерой с покадровым компьютерным анализом изображений).

Положения, выносимые на защиту:

1. У детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, формируется специфический локомоторный стереотип, характеризующийся задержкой перемещения центра тяжести вперед и дезорганизация движений нижних конечностей; усилением раскачиваний туловища, снижением подвижности в уступающей фазе и значительным усилением в преодолевающей фазе шага, подстройкой вертикальных перемещений плеча под движения общего центра тяжести.

2. Формирование локомоций у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, характеризуется преимущественным вовлечение икроножных мышц и прямых мышц спины, а так же одновременным повышением активности мышц - разгибателей и сгибателей. При этом важными факторами адаптации являются центральные механизмы гиперсинхронизации активности двигательных единиц и функциональный резерв регионарного кровотока в проксимальных отделах нижних конечностей.

Апробация результатов исследования.

Основные результаты диссертации обсуждены на всероссийских и международных конференциях: межрегиональной научно-практической конференции «Физическая культура и спорт на современном этапе: проблемы, поиски решений» (Томск, 2014); II Всероссийской научно-

практической конференции с международным участием студентов и аспирантов (Томск, 2014); Всероссийской научно-практической конференции «Спортивная наука России: состояние и перспективы развития, посвященную 90-летию журнала «Теория и практика физической культуры» (Москва, 2016); VI Всероссийской научно-практической конференции памяти В.С. Пирусского «Физическая культура, здравоохранение и образование» (Томск, 2014, 2015); IV Международном научном конгрессе «Проблемы физкультурного образования: содержание, направленность, методика, организация» (Челябинск, 2016); 12-ом международном междисциплинарном конгрессе «Нейронаука для медицины и психологии» (Крым, Судак, 2016).

По материалам диссертации опубликовано 15 работ, в том числе 7 статей в журналах, включенных в Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук (в том числе 4 публикации в журналах, индексируемых Scopus, 1 публикация в журнале, индексируемом Web of Science), 1 патент Российской Федерации, 7 публикаций в сборниках материалов международных, всероссийских и региональной учебно-методической и научно-практических конференций.

Степень достоверности.

Достоверность полученных результатов определяется высоким методическим уровнем исследования, использованием современных методов и сертифицированного оборудования, корректным формированием исследуемых групп и использованием методов статистического анализа.

Личное участие автора в получении результатов, изложенных в диссертации.

Автором самостоятельно разработано теоретическое обоснование физиологических подходов к оценке адаптации к локомоторным нагрузкам детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, определены направления исследования, сформулированы

цель и задачи, разработан дизайн исследования. Самостоятельно выполнены физиологические и биомеханические исследования, проведена статистическая обработка результатов, их научный анализ и организовано их обсуждение, сформулированы выводы и положения, выносимые на защиту.

Структура и объем диссертации.

Диссертация изложена на 127 странице машинописного текста и состоит из введения, трех глав: «Обзор литературы», «Материалы и методы», «Результаты и их обсуждение», заключения, списка сокращений и списка литературы, включающего 132 наименования, в том числе 37 – на иностранном языке. Работа иллюстрирована 48 рисунками и 9 таблицами.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Физиологические и биомеханические механизмы локомоций у человека.

Локомоция человека различаются по ряду особенностей. В.Л. Уткин и Б.М. Бочаров считают, что все биомеханические характеристики делятся на кинематические, динамические и энергетические [8,11,12].

Кинематические (двигательные) характеристики включают в себя время, длину и их производные – ускорение и скорость.

К динамическим (силовым) характеристикам относятся: сила, масса и их производные, которые образуются с участием кинематических характеристик (работа силы, момент силы, энергия тела и другие) [26,31,37].

В биомеханике сложность двигательного акта раскрывается в понятии структуре движения. Структура (устройство, строение) движений – это внутренние связи между отдельными элементами (частями) движений, а также их характеристиками. Изучая эти связи, мы понимаем движение человека не как механическую структуру отдельных частей, сторон, особенностей и характеристик, а как единое целое, обусловленное механизмами управления локомоцией [12,21,25,26].

Кинематические характеристики. По мнению Бочарова М. И. кинематические характеристики тела человека и его движений – это мера положения и движения человека в пространстве и во времени. Различают *пространственные, временные* и *пространственно-временные* кинематические характеристики, они дают возможность сравнить размеры тела и его звеньев, особенности движений, их геометрическую форму, пути и формы движений [39,40,41].

Пространственные характеристики. Во время выполнения физических упражнений происходят как движения отдельных частей тела, так и перемещение всего тела в пространстве. *Поступательное движение*

тела это движения точек тела, когда все точки тела имеют одинаковые пути. При этом направление движения может быть либо постоянным (прямолинейное движение), либо непрерывно изменяться (криволинейное движение). *Величину пути* (*L*) в поступательном движении измеряют в прямолинейных единицах миллиметры, сантиметры и др. [62,66,71].

Так как движение тела человека совершают в суставах, в большей части случаев траектории разных точек тела неодинаковы. Прежде всего, части тела, вращаясь в суставах вокруг осей, совершают вращательные движения. Величина перемещения в таких движениях измеряется в угловых единицах (угол поворота). Для всей части тела угол поворота один и тот же, а отдельные точки проходят по дугам разные пути. Путь каждой точки во вращательном движении может быть определен как в угловых (градусах), так и в линейных (сантиметрах) единицах измерения [66,71,77,94].

Кроме того, у тела в целом может быть вращательное движение вокруг закрепленной или свободной оси. Чаще всего во время поступательного или вращательного движения основной массы тела его части совершают еще вращательные движения в отдаленных суставах, поэтому обычно траектории точек тела человека различны.

Всякое движение какого-либо тела всегда наблюдают как относительное движение, как перемещение относительно другого тела (тело отсчета). Например, при метании мяча движение его относительно туловища складывается с движением туловища относительно дорожки разбега; в сумме будет движение копья относительно дорожки. Для удобства анализа путь движения может быть разложен на составляющие по выбранным направлениям. Так, движение мяча в полете по восходящей части траектории можно разложить на составляющие – вертикальную (высота полета) и горизонтальную (дальность полета).

Следовательно, изучая движение, нужно определить:

- исходное положение, из которого движение начинается;
- конечное положение, в котором движение заканчивается;

- ряд мгновенных (непрерывно сменяющихся) промежуточных положений, которые принимает тело при движении [39,40,41,51].

Временные характеристики – дополняют пространственные данными о затраченном времени. В биомеханике за начало отсчета времени обычно принимается либо момент начала всего движения или его части, либо момент начала наблюдения за движением. В течение одного наблюдения пользуются только одной системой отсчета времени. Единицы измерения могут быть разными (минуты, секунды и др.)[37,39].

К временным характеристикам движений относят: момент времени, длительность движения, темп и ритм движений.

Пространственно-временные характеристики показывают, как изменяются положения (скорость) и движения (ускорение) человека во времени.

Наиболее общая скоростная характеристика – средняя скорость точки, тела или системы – это весь путь, деленный на всё затраченное время.

Для изучения движения человека особенно важно знать, как именно изменяется скорость в процессе движения, какова она в разных временных и в разных местах пути. Так как скорость движений чаще всего не постоянная, а переменная, то при анализе упражнений прибегают к определению мгновенной скорости.

Ускорение (а), которое определяется быстрым изменением скорости в единицу времени:

$$a = \Delta v / \Delta t \ (м/с\ 2)\ .$$

Ускорение характеризуется следующими различиями:

- положительное (при увеличении скорости);
- отрицательное (при уменьшении скорости);
- нормальное, или центростремительное (при изменении только направления скорости) [8,11,12,21].

Динамические характеристики.

При анализе движений человека обычно рассматривают восемь сил:

вес, силу реакции опоры (земли), силу мышц, силу реакции сустава, внутрибрюшное давление, сопротивление среды, силу инерции и силу упругости. Движение человека и движение тела под действием сил изменяются.

Сила и масса относятся к основным динамическим характеристикам. Сила в механике – это мера взаимодействия тел. Результат взаимодействия тел зависит от их масс, сил и кинематических характеристик движения. [25,26,31].

Тело человека всегда находится под действием множества сил. Если одно тело действует на другое с какой-то силой, то и другое тело действует на первое с такой же силой, но в противоположном направлении это и есть двустороннее взаимодействие тел.

Среди динамических характеристик выделяют три основных: *инерционные, силовые, энергетические.*

Инерционные характеристики: масса тела, инерция тела. Инертность является свойством любого физического тела, проявляющимся в постепенном изменении скорости с течением времени под действием сил.

К одной из важных инерционных характеристик относится и центростремительное ускорение.

Силовые характеристики. Сила, момент силы, импульс силы и импульс момента силы относятся к основным силовым характеристикам.

Структура движений.

После аналитического разбора характеристик движения необходимо синтетическое изучение его структуры как целого.

Структура движений – это определенная взаимосвязь его составных частей. Эта взаимосвязь обусловливает выполнение всех частей движения как единого целого в пространстве и во времени в результате взаимодействия внутренних и внешних сил.

Структура как проявление взаимодействия разделяют на две группы.

Во-первых, это рассогласования тяги мышц. Невозможно идеально точно согласовать время начала и окончания мышечных усилий, их величину, быстроту их нарастания и спада. В двигательном действии принимают участие большое множество мышц, и неизбежно возникают в них те или иные отклонения в точности взаимодействия.

Во-вторых, в сложных кинематических цепях при движении с ускорением возникает множество внутренних сил (инерционные, упругие, реактивные и др.), которые передаются по биокинематическим цепям, отражаются, сталкиваются. Все это также создает существенные помехи, предусмотреть которые невозможно [25,31,37].

Структура системы движений – это не сами движения, не механическая сумма элементов, а способ их организации в систему, где каждая частность подчинена целому движению, зависит от него и сама, в свою очередь, влияет на него. С изменением одной части, одного элемента движения изменяются и его взаимосвязь с другими элементами, и сами эти элементы. Так, возникновение одной какой-либо ошибки в элементе движения отражается на всем движении в целом.

Иначе говоря, соединение элементов двигательной деятельности, частей движений в целостную структуру привносит новые черты, новые особенности.

Взаимозависимость частей движения играет большую роль в физиологическом обосновании чередования и сочетания различных видов статической и динамической работы мышц. Одна и та же работа в разных условиях может давать различный эффект.

Различают двигательную, информационную и обобщенную структуры движений.

Двигательная структура – это закономерности взаимосвязи движений во времени и в пространстве, а также закономерности силовых и энергетических взаимодействий в системе движений. Если *кинематическая структура* воссоздает всю внешнюю картину движения в целом, его форму и

характер, то *динамическая* раскрывает взаимодействие сил, обусловливающих кинематическую структуру. Лишь все вместе они раскрывают внешнюю и внутреннюю картину движения в целом и позволяют объяснить механизмы его возникновения.

Внутренние и внешние силы неразрывно связаны между собой, находятся в единстве друг с другом. При всем качественном многообразии внутренних и внешних сил все они являются материальными силами, обусловливающими неисчерпаемое богатство возможностей движений человека. Единство всех сил позволяет при изучении движений оперировать с ними, как с векторами: складывать их, делать разложение, переносить и т. д., при условии, что правильно учитываются свойства двигательной системы.

Сложнейшее взаимодействие процессов реализации движений с условиями окружающей среды можно правильно понять только с позиций *принципа нервизма.* В основе изучения движений всегда лежат закономерности высшей нервной деятельности человека, от которых зависят возможности приспособительных реакций к изменяющимся условиям среды.

В этом контексте убедительно гласит *принцип детерминизма* (причинности) И. П. Павлова – «нет действия без повода, причины, толчка». Этот принцип позволяет установить зависимость двигательных актов от многочисленных факторов внешней среды и состояния самого организма. Движения человека управляются нервной системой, деятельность которой обусловлена воздействием внешней и внутренней среды организма. Так называемые произвольные движения человека обусловлены множеством факторов. К ним относятся действия внешних сил, обстановка, в которой совершается движение и др. Вместе с тем произвольные движения – следствие психической деятельности мозга человека. Последняя же, в свою очередь обусловлена, как внешними, так и внутренними (физиологическими процессами) факторами среды.

Информационная структура движения – это закономерности взаимосвязей между элементами информации, без которых невозможно управление движениями.

Воздействия, связанные с исполнением движения, отражаются в сознании в виде памяти. Это проявляется, в частности, в формировании так называемого *динамического стереотипа* [39].

Формируется еще один вид информационных структур – психологический. Это то, что человек знает о движениях, об общих и частных требованиях к ним, о своих движениях и технике других людей. Формирование этих структур позволяет ребенку с ОВЗ давать себе задания, активно действовать. Создавая модель (образец) предстоящей локомоции [71].

Различают и эффекторные структуры командной информации, т. е. совокупность команд которые мозг направляет к мышцам и другим органам для управления самим движением, его энергетическим и вегетативным обеспечением [94].

Обобщенные структуры – это закономерности взаимосвязей разных сторон действий, обусловленных сочетанием разных видов структур.

Среди множества возможных обобщенных структур чаще всего изучают ритмические, фазовые и координационные [62].

Ритмические структуры – это закономерности взаимосвязей движений во времени, соотношение длительностей частей всего двигательного акта или действия.

Фазовая структура – это основные закономерности взаимодействия, взаимосвязи фаз по их различным кинематическим и динамическим характеристикам.

Координационная структура представляет собой совокупность всех основных внутренних взаимосвязей в системе движений, а также взаимодействий человека с его внешним окружением во время выполнения упражнения. Это понятие более широкое. Если общая структура

рассматривает в основном только внутреннюю организацию системы движений, то координационная охватывает саму систему движений и ее взаимодействие с окружением [41,51,62,66].

1.2. Физиологические механизмы компенсации двигательных функций.

Компенсация здоровья и болезни является основополагающими категориями медицины и биологии. Состояния, пограничные между нормой и патологией, квалифицируются с использованием термина «донозологическая патология». Действия фактора риска на человека является сугубо индивидуальным, и вероятность развития того или иного заболевания зависит от адаптационных возможностей организма (Balague et fl., 1999; Failde et al,. 2000; Harredy et al,. 2001; Roth-Isigkeit et al,. 2004).

В.С. Гурфингель и др. (1965) детально изучил работу мышц при вертикальном положении тела. Для сохранения вертикального положения тела особое значение имеет функция мышц и связочного аппарата. Наибольшая активность проявляется при стоянии в мышцах нижних конечностей, диафрагмы таза и спины, а наименьшая – в мышцах живота. При нарушении опорно-двигательного аппарата возникает мышечный дисбаланс физических и тонических мышц.

В.А. Кашуба (2001, 2003), В. И. Усаков (1995) считают, что при вертикальной позе устойчивое положение тела сохраняется не только за счет работы мышц, выпрямляющих позвоночник, диафрагмы, подвздошного-поясничных мышц, передних большеберцовых мышц, но также за счет грудной и брюшной полостей, играющих роль своеобразных гидродинамических опор, особенно при поднятии тяжестей, когда напряжение мышц туловища и брюшного пресса создает в этих полостях повышенное давление.

K. Levit, G. Sachse, V. Yanda (1993), B. Ghasemi (2002) подчеркивают, что при нарушениях опорно-двигательного аппарата изменяются последовательность включения в работу мышц агонистов, антагонистов, синергистов, нейтрализаторов и стабилизаторов, что приводит в свою очередь к неоптимальному двигательному стереотипу.

Л. В. Васильев (1996) также описывает патобиомеханические изменения мышц при нарушениях статики и динамики с формированием атипичных моторных паттернов при различных типах нарушений опорно-двигательного .

Распространения патологии опорно-двигательного аппарата остается предметом постоянной дискуссии, так как увеличивается количество деформации костно-мышечной системы, причем значительное увеличение числа ортопедической патологии.

При этом огромное значение имеют направленность больного на преодоление дефекта, активное и раннее включение в трудовые процессы. Двигательные акты осуществляются специальной функциональной системой нервных центров (Анохин П. К., 1975). Деятельность этой системы включает следующие процессы:

- синтез афферентных раздражений (информации из внешней и внутренней среды);
- формирование моторной программы и образа результата действий;
- внесение сенсорных коррекций в программу, если результат не достигнут.

Структура нейронов, обеспечивающих эти процессы, располагается в различных отделах центральной нервной системы, становясь доминантой. Он подавляет деятельность посторонних нервных центров и, соответственно, лишних скелетных мышц (Ухтомский А. А., 1923). В результате движения выполняются все более экономно, при включении лишь самых необходимых

мышечных групп и лишь в те моменты, которые нужны для его движения. Происходит экономия энергоресурсов.

Порядок возбуждения в доминирующих нервных центрах закрепляется в виде определенной системы условных и безусловных рефлексов и сопровождающих их вегетативных реакций, образуя двигательный динамический стереотип (Павлов И. П., Крестовников А.Н., 1954). Каждый предшествующий двигательный акт в этой системе запускает следующий. Это облегчает выполнение целостного упражнения.

Последствиями нарушение двигательных функций повреждение отделов центральной нервной системы, так и при нарушении проведения импульсов по двигательным нервам и передачи импульсов с нерва на мышцу, необходимо четко указать на вред таких факторов, как значительное физическое и нервно-психическое напряжение, пребывание в неблагоприятных климатических условиях, которые могут явиться причиной декомпенсации [2,9,19].

При прогредиентном течении процесса, которое встречается значительно реже и нередко обусловлено развитием поздних осложнений или сосудистых заболеваний с прогрессирующим течением, грубым процессом рубцевания, удлиняются сроки восстановления нарушенных функций, и затрудняется выработка компенсаторных приспособлений.

Компенсаторная приспособляемость развивается у разных лиц, даже с наличием одного и того же дефекта, различно и отличается рядом индивидуальных особенностей:

- протекает медленно и не бывает полной;
- компенсация дефекта достигает высокой степени.

Выработка компенсаторных приспособлений начинается с определенной мотивации к действию, которое задается подкорковыми и корковыми мотивационными зонами. У человека это, главным образом, стремление к удовлетворению определенной социальной потребности (желание заниматься, преуспеть в учебе и пр.). Оптимальный уровень

мотиваций и эмоций способствует успешному усвоению двигательной задачи и ее решению [7,9,10,19].

На первом этапе формирования компенсаторных механизмов возникают мотивационные действия, осуществляемые ассоциативными зонами коры больших полушарий (переднелобными и нижнетеменными). Они формируют общий план осуществления локомоции. Вначале это лишь общее представление о двигательной задаче, которое возникает либо при показе движения другим лицом (инструктором, педагогом или тренером), либо после словесной инструкции, самоинструкции, речевого описания. В сознании человека создается определенный эталон требуемого действия, «модель потребного будущего» (Бернштейн Н. А., 1966). Эту функцию П. К. Анохин назвал «опережающее отражение действительности». Формирование такой наглядно образной модели складывается из образа ситуации в целом (задаваемые пространственные и временные характеристики двигательной задачи) и образа тех мышечных действий, которые необходимы для достижения цели [24,25,29].

Большое значение восприятие и переработки информации осуществляется при помощи зрительных и слуховых анализаторов. Здоровые дети быстрее формируют зрительный образ локомоции, так как у них лучше выражена поисковая функция глаза, и они способны эффективно выделять наиболее важные элементы [55,56,74].

В создании моторных программ принимают участие многие нейроны коры, мозжечка, таламуса, подкорковых ядер и ствола мозга. Обширное вовлечение множества мозговых элементов необходимо для поиска наиболее нужных из них. Этот процесс обеспечивается широкой иррадиацией возбуждения по различным зонам мозга и сопровождается обобщенным характером периферических реакций - их генерализацией. По этому, первая стадия начинается с попыток выполнения задуманного движения, так называемой стадией генерализации. Для нее характерно напряжение большого числа скелетных мышц, с их продолжительным сокращением,

одновременно вовлечение в локомоцию мышц-антагонистов, отсутствием интервалов в ЭМГ во время расслабления мышц[22,30,45]. Все это нарушает координацию движений, делает их закрепощенными, приводит к значительным энерготратам и, соответственно, излишне выраженным вегетативным реакциям. На первой стадии также наблюдаются учащение дыхания и сердцебиения, подъем артериального давления, резкие изменение состава крови, заметное повышение температуры тела и потоотделения[20,21].

Массированный поток афферентных импульсов от проприорецепторов многих мышц затрудняет отделение основных рабочих мышечных групп от посторонних. Мышечное чувство еще более осложняется обильным притоком интероцептивных сигналов - в первую очередь, от рецепторов дыхательной и сердечно-сосудистой систем. Требуются многократные повторения разучиваемого упражнения для постепенного совершенствования[77,82].

На второй стадии формирования компенсаторных механизмов происходит концентрация возбуждения в необходимых для его осуществления корковых зонах. Активность подавляется дифференцировочным торможением. В коре и подкорковых структурах создается мозаика из возбужденных и заторможенных нейронных объединений, что обеспечивает координированное выполнение двигательного акта. Включаются лишь необходимые мышечные группы и только в нужные моменты локомоции, что можно видеть на записях ЭМГ [22,30,45].

Двигательные функции на этой стадии уже улучшаются, но они еще очень непрочные и нарушается при любых новых раздражениях (выполнения нового упражнения, смена инструктора, или места проведения занятия и т. д.). Эти воздействия разрушают неокрепшую еще рабочую модель, едва установившиеся межцентральные взаимосвязи в мозгу вновь приводят к иррадиации возбуждения и потере координации [32,33].

На третьей стадии, в результате многократных повторений в разнообразных условиях помехоустойчивость рабочей модели повышается. Появляется стабильность и надежность локомоции, снижается сознательный контроль за его элементами, т. е. возникает автоматизация навыка. Прочность рабочей доминанты поддерживается четкой сонастройкой ее нейронов на общий ритм корковой активности. Такое явление было названо А. А. Ухтомским усвоением ритма. Внешние раздражения на этой стадии лишь подкрепляют рабочую доминанту, не разрушая ее. Большая же часть посторонних афферентных потоков не пропускается в спинной и головной мозг. Специальные команды из вышележащих центров вызывают пресинаптическое торможение импульсов от периферических рецепторов, препятствуя их доступу в спинной мозг от случайных влияний. Таким образом, повышается надежность компенсаторных механизмов [34,76,83,100].

1.3. Дети с особыми возможностями здоровья: физиологические и социально-психологические особенности.

Дети с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ) — это дети, имеющие различные отклонения психического или физического плана, которые обусловливают нарушения общего развития, не позволяющие детям вести полноценную жизнь [5,6,10].

В любой стране мира с переосмыслением обществом и государством своего отношения к детям с ОВЗ, с признанием их прав на предоставление равных с другими возможностей в различных областях жизни, включая образование. Это шаг на пути достижения конечной цели – создания «включающего» общества. «Включающее» образование позволит всем детям и взрослым, независимо от пола, возраста, этнической принадлежности, способностей, наличия или отсутствия нарушений развития, участвовать в жизни общества и вносить в нее свой вклад [4,15].

По классификации, предложенной В.А. Лапшиным и Б.П. Пузановым, к основным категориям детей с ОВЗ относятся:

- дети с нарушением зрения (слепые, слабовидящие);
- дети с нарушением речи (логопаты);
- дети с нарушением опорно-двигательного аппарата;
- дети с умственной отсталостью дети с нарушением слуха (глухие, слабослышащие, позднооглохшие);
- дети с задержкой психического развития;
- дети с нарушением поведения и общения [38].

Важно всем детям с ОВЗ в полном объеме участвовать в жизни коллектива. Участия во всех аспектах жизни коллектива, направлено на развитие у всех людей способностей, необходимых для общения [28,54].

В настоящее время реализуется концепция, в соответствии с которой человек с ОВЗ не обязан быть «подготовленным» к тому, чтобы обучаться в детском саду или в школе. Большое внимание уделяется адаптации среды к его возможностям, развитию способностей, которые могут быть востребованы там, где он живёт, учится. Самым главным направлением в работе с такими детьми является индивидуальный подход, с учетом специфики развития психики и здоровья каждого ребенка. Что отражено и в ратификации в 2012 г. Российской Федерацией Конвенции ООН (2006 г.), и в первых Указах Президента РФ В.В. Путина (№ 597 и № 599).

В основе образовательных процессов лежит идея о том, что все дети – субъекты с различными физическими, образовательными, социальными и экономическими потребностями. Исследование направлено на разработку таких физиологических подходов, которые обеспечат гибкость всего организма ребенка. Удовлетворение этих различных физиологических потребностей, тем самым повысит эффективность обучения и воспитания.

В Российской Федерации физкультурно-оздоровительную работу с лицами, имеющими ОВЗ осуществляют 11467 учреждений. К сфере физической культуры и спорта из них относятся более 4200 учреждений, к

сфере образования – более 6700 учреждений, к сфере социальной защиты – 467 реабилитационных учреждений. В настоящее время в стране из общего количества 261554 спортивных сооружений для детей с ОВЗ доступны 47697, что составляет лишь 18% [3].

Зарубежная практика убеждает в следующем: если обучение и воспитание станут более эффективными в результате изменений, которые внедряются в образовательные процессы, тогда выиграют все дети, а не только дети с особыми потребностями. Соответственно создание психолого-социальных условий практики зависит от двух важных факторов:

- насколько социальная среда будет поддерживать развитие ребенка, и предоставлять необходимые ресурсы познавательного, физического, социального и эмоционального развития;
- насколько дети с ОВЗ и их нормально развивающиеся сверстники готовы и способны к продуктивному взаимодействию [61].

Немаловажен тот факт, что совместное воспитание должно оказывать положительное влияние не только на детей с ОВЗ, но и на нормально развивающихся сверстников, способствуя всестороннему развитию как одних, так и других. Таким образом, инклюзивное образование исключает доминирование интересов одной группы детей над другой.

Зарубежные коллеги, на сегодняшний день имеющие опыт инклюзии значительно более 10 лет, ориентируются на принципы инклюзивного образования:

- ценность человека не зависит от его способностей и достижений;
- каждый человек имеет право на общение и на то, чтобы быть услышанным;
- каждый человек способен чувствовать и думать;
- все люди нуждаются друг в друге;
- подлинное образование может осуществляться только в контексте реальных взаимоотношений [16,23,61].

В настоящее время в мире реализуются программы Всемирной организации Здравоохранения (ВОЗ) «Инвалидность и реабилитация», а также «Социальные детерминанты здоровья», которые, в частности, предполагают реализацию мер по профилактике инвалидности и повышению степени интеграции инвалидов в общество посредством преодоления различных барьеров.

Все люди нуждаются в поддержке и дружбе ровесников, в тесных социальных контактах, в приобретении опыта построения позитивных взаимоотношений. Увеличивает степень участия каждого ребенка во всех аспектах жизни детского сада, а значит, направлена на снижение степени изоляции детей. Инклюзия направлена на выявление не того, в чем дети отличаются, а того, в чем они похожи.

Разнообразие усиливает все стороны жизни человека. Многообразие и непохожесть детей друг на друга видится не проблемой, требующей решения, а важнейшим ресурсом, который можно использовать.

В настоящее время в Российской Федерации исходит из того, что детей с ОВЗ предполагает взаимодействие качества обучения и качества жизни всех детей. Это обучение, ориентированное на развитие ребенка в условиях сотрудничества субъектов образовательных учреждений.

С 1 сентября 2013 года в образовательных организациях реализуется право на совместное обучение и воспитание детей с ОВЗ и их нормально развивающихся сверстников согласно закону «Об образовании в Российской Федерации» [68].

В российском образовании уже некоторое время находит свою реализацию идея интеграции. Но сейчас приоритет за инклюзией. Разница между этими понятиями в основных чертах такова. Задача интеграции – ввести индивида в общество с подходящей ему помощью и поддержкой. Тот, кто интегрируется, вводится в общество, в то время как при «включении» все члены общества без исключения рассматриваются с самого начала как

таковые и со временем взаимодействуют одинаково, невзирая на отличия. Требуется только помочь ребенку с ОВЗ в повседневной деятельности.

Инклюзивное образование предполагает:

- изучение потребностей ребенка;
- определение того, какая помощь должна быть оказана, чтобы он мог успешно развиваться и достигать образовательных результатов;
- создание условий для реализации особых образовательных потребностей ребенка.

Взгляды на проблему социализации детей с ОВЗ напрямую связаны с преобразованием всей системы социального обслуживания и всей социальной политики государства[57,63,87].

Состояние локомоторных функций у детей с ОВЗ мы рассмотрим на примере детского церебрального паралича (ДЦП). ДЦП – это группа постоянных расстройств развития движения, приводящих к ограничению активности. Двигательные расстройства у детей часто сопровождаются нарушениями чувствительности, ощущения, восприятия, познания, общения и поведения, зрения, слуха и т.д. [9,14].

Церебральный паралич является неврологическим состоянием, которое в первую очередь вызывает ортопедические нарушения. Церебральный паралич обусловлен травмой мозга или мозговой аномалией, которая мешает клеткам мозга отвечать за контроль мышечного тонуса, силы и координации. С ростом ребенка эти изменения могут оказывать влияние на скелетное и общее развитие и в дальнейшем привести к нарушению развития органов и систем. Основные признаки, характеризующие двигательную активность: мышечный тонус; координация движений; рефлексы; поза; баланс; валовая двигательная функция; изобразительная двигательная функция; устная двигательная функция.

Мышечный тонус. Наиболее заметным признаком детского церебрального паралича является нарушение мышечного тонуса – способность мышц-антагонистов работать синхронно путем поддержания

должного сопротивления. Мышцы координируют свои действия с другими мышцами, часто в парах. Поскольку одни мышцы сокращаются, другие должны расслабиться. Даже такое простое движение, как сидеть, требует координации многих мышц. Мозговая травма или порок развития, который вызвал церебральный паралич, ослабляет способность центральной нервной системы координировать движение мышц-антагонистов [19,22].

Нужный мышечный тонус конечностей позволяет сгибать и сжиматься без труда, что позволяет человеку сидеть, стоять или поддерживать позу без посторонней помощи. Неправильность мышечного тонуса происходит, когда мышцы не координируют друг с другом. Мышцы туловища могут слишком расслабляться или находиться в полном тонусе, что вызывает трудности в поддержании равновесия. Это может привести к нарушению осанки, а в дальнейшем – неспособности сидеть или перемещаться из положения сидя в положение стоя [24,35].

Ребенок с церебральным параличом может продемонстрировать любые комбинации из этих признаков. Конечности могут быть затронуты различными нарушениями здоровья. Два наиболее распространенных признаков избыточного мышечного тонуса: гипотонус или гипертонус.

Координация движений. Нарушения мышечного тонуса конечностей влияют на ребенка и тело по-разному. Эти признаки будут более очевидными, когда ребенок находится в состоянии стресса. Когда ребенок спит мышцы находятся в расслабленном состоянии и признаки значительно уменьшаются.

Координация движений может быть разной в каждой конечности, что ещё больше будет затруднять контроль за выполнением определённой позы [52,60].

Рефлексы. Рефлексы являются непроизвольными движениями тела. Некоторые примитивные рефлексы присутствуют после рождения (врожденные) и исчезают на предсказуемых этапах развития по мере роста ребенка. На их основе формируются самостоятельные движения. При

рождении они могут быть ослабленными или совсем отсутствовать, а по мере роста замедляют формирование основных движений. По мере развития ребенка при занятиях у него формируются приобретенные рефлексы [42].

Поза. Церебральный паралич влияет на осанку и на баланс в пространстве. Признаки могут появляться у младенца, который начинает сидеть и передвигаться. Как правило, поза должна быть симметричной. Например, ребенок в сидячем положении, обе ноги расположены впереди. В согнутом положении они становятся зеркальным отображением друг друга [72].

Асимметричное положение означает, что правая и левая конечность не будет отражаться друг перед другом. Многие ответные рефлексы появляются в ответ при помещении ребенка в определенные позиции. Как правило, они появляются, когда ребенок развивается.

Общие постуральные реакции:

- *тяга* – вследствие усиленной мышечной тяги и нарушения кровообращения дистрофически изменяется и головка бедра. При спастической диплегии в случае асимметрии мышечного тонуса на одной стороне может быть сгибательно – приводяще – внутриротаторная контрактура с подвывихом или вывихом тазобедренного сустава, а на другой – отводящая контрактура с наружной ротацией бедра;
- *рефлекс Ландау* – комбинируется с выпрямляющими рефлексами и является их частью. Ребенка держат свободно в воздухе лицом вниз. Вначале он поднимает голову (результат лабиринтной установочной реакции), так что лицо находится в вертикальной позиции, а рот – в горизонтальной, затем наступает тоническое разгибание спины, ног. Иногда оно может быть настолько сильным, что ребенок изгибается дугой. Рефлекс Ландау появляется в возрасте 5-6 месяцев, а его отдельные элементы – раньше. На втором году жизни он начинает угасать;
- *парашют рефлекс* – рефлекс вызывается при быстром спуске вниз ребенка, находящегося в горизонтальном положении на руке

занимающегося, вследствие чего он вытягивает руки вперёд с тем, чтобы предотвратить падение – это нормальная поддерживающая реакция. Она ярко выражена в возрасте 6-7 мес. Исследование этого рефлекса позволяет легко оценить двигательное развитие верхних конечностей. Асимметрия рефлекса – возможный ранний симптом поражения нервной системы.

Баланс. Когда ребенок учится сидеть, подниматься из положения сидя и начинает ползать или ходить. Младенцы должны использовать свои руки как можно чаще, когда они учатся этим навыкам. Они развивают силу, координацию и баланс без использования рук.

Валовая моторная функция. Когда ребенок развивается, признаки нарушения или задержки валовых двигательных функций могут быть незаметными. Способность выполнять большие координационные движения с использованием нескольких групп мышц считается валовой двигательной функцией.

Валовая моторная функция может снизиться в результате ненормального мышечного тонуса, особенно при гипертонусе или гипотонусе. Например, конечность при гипертонусе может быть слишком жесткой или негибкой, чтобы обеспечить должное сгибание и движение. Гипотонус мышц с формированием конечности может вызывать слишком свободные движения, что не позволяет правильно обеспечить движения ребенку. Нарушения валовой двигательной функции ограничивают возможность достичь общих физических навыков, таких как ходьба, бег, прыжки и поддержание баланса [73].

Изобразительная двигательная функция. Выполнение точных движений определяет категорию тонких моторных функций. Точность управления движением включает в себя многие виды деятельности, которые включают сочетание психических (планирование и обоснование) и физических (координация и ощущение) навыков освоения.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1. Объект исследования.

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.

Основную группу составили 60 детей (36 мальчиков и 24 девочки) с особыми возможностями здоровья (ОВЗ).

Основная группа была разбита на две подгруппы - дети, способные к самостоятельным локомоциям (всего 30 детей, в том числе 18 мальчиков и 12 девочек), и дети, способные к локомоциям только с дополнительной поддержкой (всего 30 детей, в том числе 17 мальчиков и 13 девочек).

Критериями включения в основную группу были следующие:

- наличие официального статуса «Особые возможности здоровья» (ОВЗ) по основаниям диагноза «Детский церебральный паралич»;
- получение информированного согласия на участие в исследовании от официальных представителей ребенка (родителей, опекунов и др.)

Критерии исключения:

- наличие острых заболеваний на момент выполнения исследования;
- наличие сопутствующих заболеваний, могущих исказить результаты исследования (нарушение зрения, последствия травм и т.д.);
- отказ официальных представителей ребенка от участия в исследовании на любом его этапе.

Контрольную группу составили 30 детей (18 мальчиков и 12 девочек) без особых возможностей здоровья.

Критериями включения в контрольную группу были следующие:

- отнесение ребенка к основной медицинской группе по результатам медицинского обследования;

- получение информированного согласия на участие в исследовании от официальных представителей ребенка (родителей, опекунов и др.)

Критерии исключения:

- наличие острых заболеваний на момент выполнения исследования;
- отказ официальных представителей ребенка от участия в исследовании на любом его этапе.

2.2. Методы исследования

Исследование выполнялось на базе ОГКУ «Реабилитационный Центр для детей и подростков с ограниченными возможностями» (ЗАТО г. Северск).

Использован комплекс неинвазивных физиологических методов исследования:

- метод компьютерной тензодинамографии;
- метод электромиографии;
- метод реовазографии;
- метод Motion Tracking – фотосъемка движения цифровой высокоскоростной камерой с покадровым компьютерным анализом изображений.

2.2.1. Компьютерная тензодинамография

Тензоплатформа – это многокомпонентная силовая платформа с алюминиевой защитной панелью для измерения сил реакции опоры, момента и центра давления в прыжке и анализа координации. Многокомпонентная силовая платформа Типа 9260AA обеспечивает превосходную точность центра давления, имеет систему антипромах. В отличие от стандартных

силовых пластин, платформа Типа 9260АА не требует специального монтажа и может использоваться на любой плоской поверхности, что решительно облегчает как установку, так и использование платформы. Данная силовая платформа разработана специально для исследования координационных способностей. У типа 9260АА есть встроенный усилитель заряда совместимый со всеми общими системами анализа движения.

Тензоплатформа фиксируя точки давления на своей поверхности, позволяет составить детальную картину о работе стопы. Распределение веса, подъем, ротацию. Данная технология позволяет с высокой точностью диагностировать различные виды патологии функций опорно-двигательного аппарата, а так же осуществлять целенаправленную коррекцию и оптимизацию двигательного стереотипа. Явным преимуществом данного метода, является отсутствие на теле испытуемого устройств, которые могли бы ограничить его свободное перемещение. Использование системы захвата движений позволяет получать объективные и точные количественные данные, а так же наглядно отображать результаты исследования в удобной для пользователя форме.

Типовой порядок проведения тензодинамографического – исследования:

Силовая плита устанавливаться в любом месте на ровной поверхности Она работает в соответствии со своими спецификациями при условии, что при монтаже были в точности соблюдены все соответствующие инструкции (Рисунок 2.1).

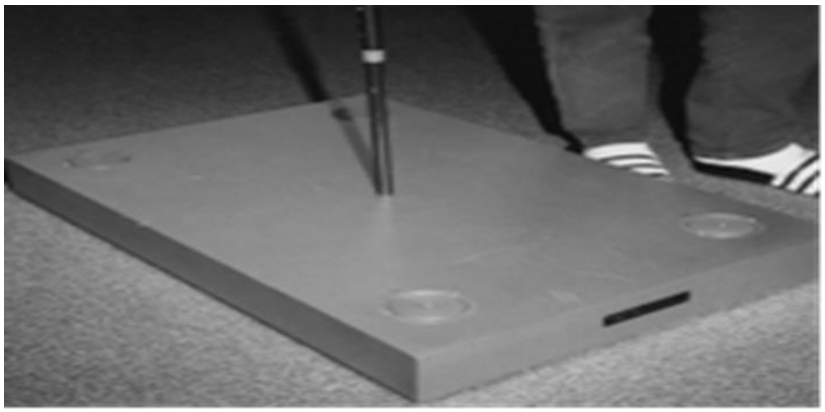


Рисунок 2.1 – Силовая плита тензодинамографического исследования.

Установка силовой плиты с помощью «Мастера устройств»

Необходимо использовать «Мастер устройств» для установки и конфигурирования силовой плиты Kistler. Плита в данном примере - портативная силовая плита типа 9286 с внешним усилителем заряда типа 9865. A/D-плата сконфигурирована, а плита и усилитель подключены к системе.

Запустите программу BioWare и выберите «Устройства» в меню «Установки», или нажмите кнопку на панели инструментов, чтобы открыть диалоговое окно «Установки устройств». Нажатие Ctrl+D вызывает аналогичный эффект.

Нажимаем «Новый…» для запуска «Мастера устройств». Выбираем "8-канальная силовая плита" и нажмите кнопку «Далее». Выбираем из выпадающего списка "9286". Вводим имя "Учебная" и серийный номер "123456". Это поможет идентифицировать и в дальнейшем удалить устройство. По завершению нажимаем кнопку «Далее». Размер плиты и ориентация принимаются, как есть. Далее переходим к следующей странице, нажав «Далее».

Устанавливаем силовую плиту, вводим значение чувствительности из справочника, поставляемого в комплекте с плитой. Для данного примера мы можем оставить значения чувствительности, как они есть. Переходим к странице 5, нажав кнопку «Далее».

Вводим имя усилителя, как "тест 9865". Нажмите клавишу Tab, при этом все поля станут пустыми, поскольку программа BioWare обнаружит установку нового усилителя. Используйте клавишу tab или мышь для перехода между полями и редактирования их значений. Вводим "4321" в качестве серийного номера. Используйте значения 1 000, 5 000, 10 000, и 50 000 для диапазонов от 1 до 4 для x, y и z осей соответственно. Нажимаем «Далее» для перехода далее, затем нажмите «Да», когда будет выведен запрос на создание нового усилителя в базе данных.

Страница 6 предназначена для выбора диапазона. Выбираем диапазон по сдвигу 641 и по вертикали 1515. Эти значения отражают диапазон усилителя 2. Ставим галочку в поле для исправления смещения нуля усилителя, если ее там нет. Для продолжения нажмите «Далее».

Теперь наша плита сконфигурирована. Выбираем «Да», чтобы добавить устройство к списку активных устройств (в поле «Установки устройств»). По готовности нажимаем кнопку «Завершить».

Окно «Мастера» закроется и будет выведено другое небольшое окно с запросом на выбор канала, по которому следует начать захват данных. Канал 1 подходит, поэтому можно нажать «ОК». Данное окно будет закрыто, и силовая плита появится в списке активных устройств в диалоговом окне «Установки устройств». Подключение выполнено по каналам от 1 до 8. Проверяем свойства плиты «Свойства». Для закрытия диалогового окна нажмите «ОК».

Перед началом исследования было проведено обучение выполнения прыжков. Затем детям в качестве тестовых упражнений было предложено выполнить 3 разновидности прыжков на двух ногах на тензоплатформе:

- прыжок вверх на платформе;
- прыжок с платформы;
- прыжок на платформу.

Сконфигурируем силовую плиту в соответствии с указаниями руководством BioWare для захвата данных.

Выбираем данные и проводим захват данных. Устанавливаем частоту дискретизации как 250 Гц, а продолжительность - 10 секунд. Устанавливаем триггерное событие - "запуск по нажатию клавиши".

Когда ребенок будет находиться вне плиты, нажимаем кнопку “Старт”. Когда появится сообщение "Нажмите Ввод, чтобы начать", попросите ребенка прыгнуть на силовую плиту (попросите ребенка совершить прыжок вверх по сигналу). Нажмите кнопку «ОК» и дайте сигнал ребенку совершить прыжок.

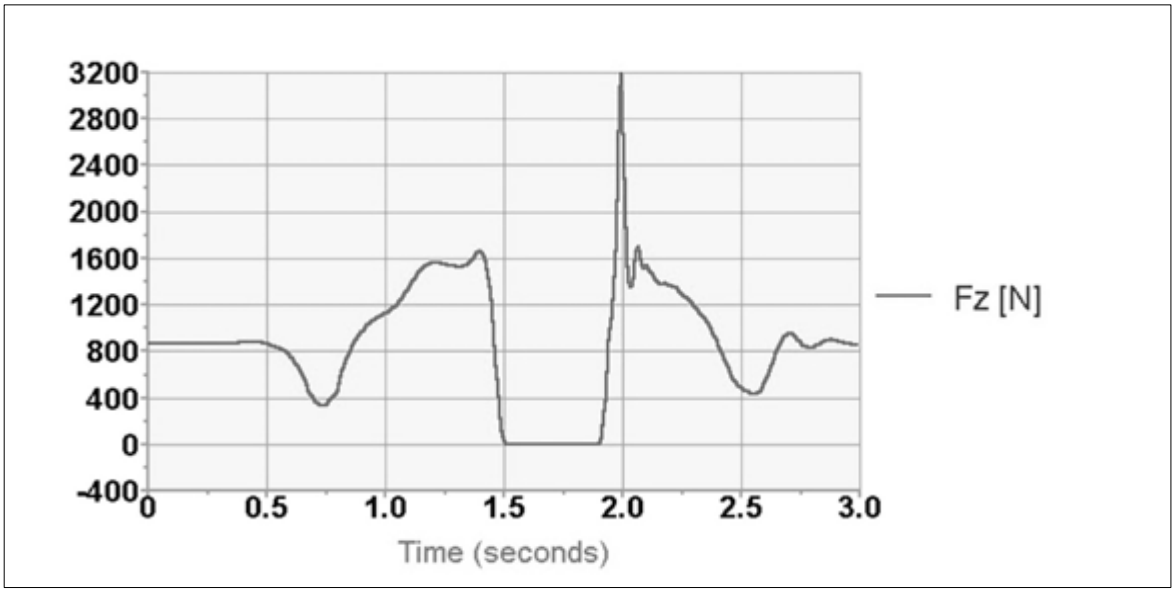


Рисунок 2.2 – Цикл вертикальной силы прыжка.

На экране появится график по умолчанию. Выбираем «Вид: редактировать параметры в главном меню». В диалоговом окне редактирования параметров, выберите "Очистить все", затем выберите один график, Fz, Fx, Fy (вертикальная сила, горизонтальной силы направленное в сторону движения, сила направленна в боковые стороны соответственно). График должен быть похож на график, приведенный на (Рисунок 2.2). Завершение.

Типовой порядок обрабатывания данных полученных с тензоплатформы и преобразования ее в графики:

BioWare – универсальный программный пакет для захвата и отображения биомеханических данных, который может использоваться как для клинических, так и для исследовательских целей. Данный продукт представляет тщательно продуманную систему, использующую все преимущества кварцевых силовых плит и современных компьютерных технологий. С помощью BioWare мы можете быстро настроить, записать и отобразить силы реакции опоры, крутящий момент, точки приложения давления, а также информацию, поступающую с дополнительных каналов. Система легко синхронизируется с обычной кинематической системой.

Захват данных невозможен до тех пор, пока в системе BioWare не будут правильно сконфигурированы все необходимые устройства.

Запустите ПО BioWare, выбрав Пуск → Программы → BioWare для ОС Windows → BioWare. При запуске на экране появится экран-заставка (Рисунок 2.3). При первом запуске система запросит зарегистрировать Ваше ПО BioWare.

Рисунок 2.3 – При каждом запуске программы BioWare для Windows на экране на несколько секунд появляется экран-заставка.

В меню «Файл» Вы можете открывать сохраненные записи данных, накладывать несколько записей, выводить данные на печать, сохранить файл или выйти из программы.

Меню «Данные» используется для захвата данных. При выборе пункта «Захват данных» на экране появится диалоговое окно режима захвата данных, в котором будут отображены активные устройства и их конфигурация.

С помощью меню «Установки», сконфигурируем ПО BioWare в соответствии со своими предпочтениями. Параметры по умолчанию применяются ко всем графикам так, как они отображаются при первом запуске программы.

При отображении графика появляются еще два других меню – меню «Вид» и меню «Окно». В меню «Вид» пользователь может редактировать

количество графиков, отображаемых на экране, и параметры, используемые по умолчанию для отображения графика. В меню «Окно» используются стандартные команды Microsoft Windows для открытия новых окон или изменения порядка расположения окон на экране.

Расчет сил для силовых плит KistlerPortableForcePlateType9260AA6 (Рисунок 2.4-2.5).

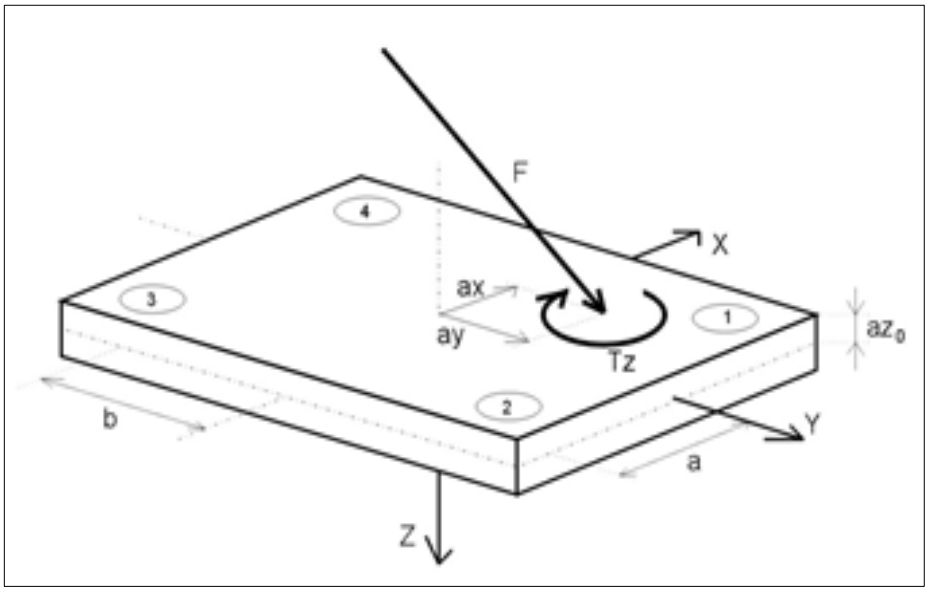


Рисунок 2.4 – Силовая плита Kistler.

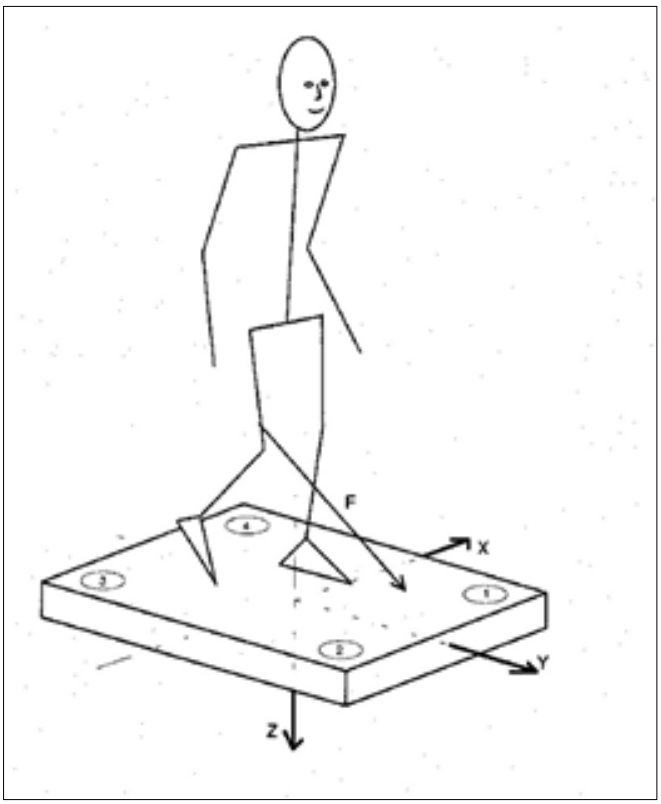


Рисунок 2.5 – Система координат Kistler.

Меню Файл. В зависимости от того открыт ли на экране график или нет, меню «Файл» будет иметь различный вид. Если на экране не открыт ни один график, то в меню будут доступны только следующие команды – открыть, настройка печати и выход из программы BioWare. Дополнительно приводится список недавно открытых записей. Чтобы открыть их еще раз, достаточно кликнуть на соответствующий ярлык.

Открыть… (CTRL+0). Открывает диалоговое окно,в котором можно выбрать необходимую запись для просмотра. Для сессий с захваченными данными используется расширение "*.dat". Выбираем отдельный файл клавишей <ctrl>. Файлы, хранящиеся в формате BioWare 2.x, будут автоматически конвертированы и загружены в формате 3.0. Для их сохранения в формате BioWare 3.0 используйте команду «Сохранить как…». Для того чтобы переименовать файл, выберите его и нажмите клавишу F2. Для удаления файла выберите соответствующий файл и нажмите «Удалить».

«Сохранить». Опция «Сохранить» служит для сохранения любых изменений, сделанных в текущей сессии на экране. При сохранении используется текущее имя и путь файла, т.е. фактически файл перезаписывается с информацией, отображаемой на экране.

«Сохранить как…». С помощью данной опции пользователь может сохранить текущий график на экране под другим именем и/или по другому адресу.

Также как и диалоговое окно «Редактировать» диалоговое окно «Экспорта данных» имеет кнопку «Показ данных результативности» для выбора наборов данных, относящихся к параметрам результативности, которые необходимо экспортировать. Диалоговое окно «Экспорт данных» с открытым окном «Параметры результативности».

«Закрыть». Данная команда закрывает текущее окно. «Закрыть всё». Команда «Закрыть всё» работает аналогично команде «закрыть», однако она закрывает все окна на экране. Если были внесены изменения в какой-либо

файл, система запросит Вас сохранить изменения перед закрытием таких файлов.

«Настройки печати…». Функция «Настройки печати» позволяет пользователю настроить параметры печати в соответствии с пользовательскими спецификациями. При выборе данной функции появляется соответствующее диалоговое окно.

«Печать (CTRL+P)». При выборе команды «Печать» на экране появляется соответствующее диалоговое окно с параметрами печати по умолчанию. Пользователь задает диапазон печати и количество копий. Предварительный просмотр печати (Рисунок 2.6).

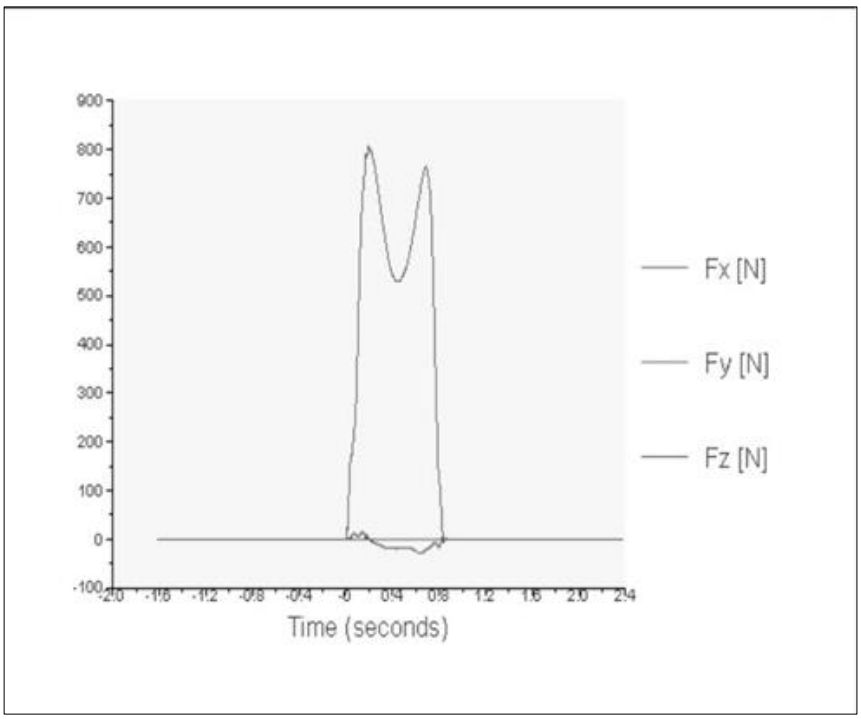


Рисунок 2.6 – В диалоговом окне «Предварительный просмотр печати» Вы можете просмотреть документ, выводимый на принтер, до начала печати.

Выход из программы. Закрывает программу BioWare. Если открыты какие-либо файлы, в которых были сделаны изменения, система запросит сохранить изменения. Помимо этого будут сохранены любые изменения установок по умолчанию.

2.2.2. Электромиография

Для регистрации биоэлектрических характеристик сокращения мышц нижних конечностей был использован прибор – многофункциональный компьютерный комплекс «Нейро–МВП–4»(Рисунок 2.7)[41,49,67,78].

Рисунок 2.7 – Многофункциональный компьютерный комплекс «Нейро–МВП–4».

Типовой порядок проведения ЭМГ – исследования:

- Создание новой карточки для первичного исследования. Карточка содержит паспортные и медицинские (диагноз) данные (Рисунок 2.8).

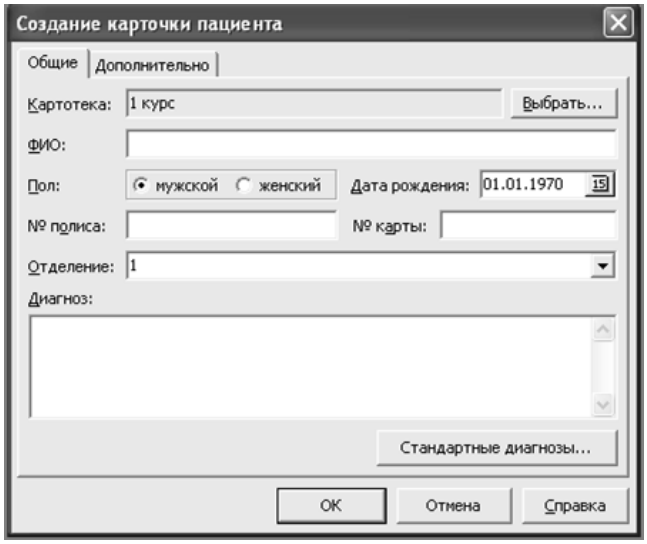


Рисунок 2.8 – Панель «Карточка ЭМГ».

- Из справочника конфигураций съёма выбираем тип пробы, количество и расположение используемых электродов.
- Выполнялась интерференционная поверхностная электромиография(Рисунок 2.9).

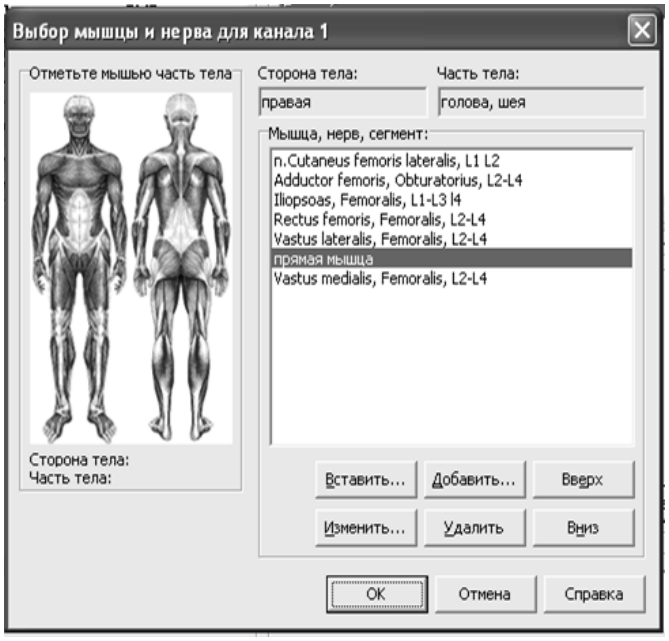


Рисунок 2.9 – Панель «Выбор мышцы и нерва для канала».

- Установка электродов. В работе исследовалась биоэлектрическая активность икроножных мышц (медиальная головка), латеральная широкая мышца бедра, двуглавая мышца бедра, прямые мышцы спины справа и слева. Электроды накладывались согласно анатомическому расположению мышц [62,133]. Использовались электроды с нефиксированным межэлектродным расстоянием, представляющие собой металлические диски площадью 1 см^2 (Рисунок 2.10). Вручную обеспечивали постоянное расстояние между ними – 20 мм. Места наложения электродов предварительно обрабатываются спиртовыми салфетками для инъекций с содержанием 70% этилового спирта, а на поверхность электродов, которая находится в контакте с кожей, наносится электродный гель с целью снижения межэлектродного сопротивления. Заземляющий электрод располагается на противоположной конечности и также наносится электродный гель. После наложения электродов проверяем подэлектродное

сопротивление между электродом и кожей. Подэлектродное сопротивление не должны превышать допустимого значения – обычно до 10 кОМ [41,49,67,78].

Рисунок 2.10 – Электроды с нефиксированным межэлектродным расстоянием.

Методика регистрации ЭМГ. Регистрация ЭМГ может происходить в покое, при напряжении мышц, со стимуляцией или без неё. В данном случае, регистрация осуществлялась во время локомоторной нагрузки (ходьба по электрической беговой дорожке со скоростью 1 км/час). Когда ребенок скоординируется на беговой дорожке фиксировалась запись ЭМГ.

Создание протокола исследования. Для создания протокола исследования в меню необходимо выбрать «создать протокол». Протокол будет содержать информацию об амплитуде, частоте ЭМГ.

Сохранение исследования. Опция «Сохранить» служит для сохранения любых изменений, сделанных в текущей сессии на экране. При сохранении используется текущее имя и путь файла, т.е. фактически файл перезаписывается с информацией, отображаемой на экране [24,41,49,67,78].

2.2.3. Реовазография

Исследование кровотока нижних конечностей проводились с помощью реографа «Рео–Спектр», производство НПО Нейрософт, г. Иваново, Россия (Рисунок 2.11) [81].

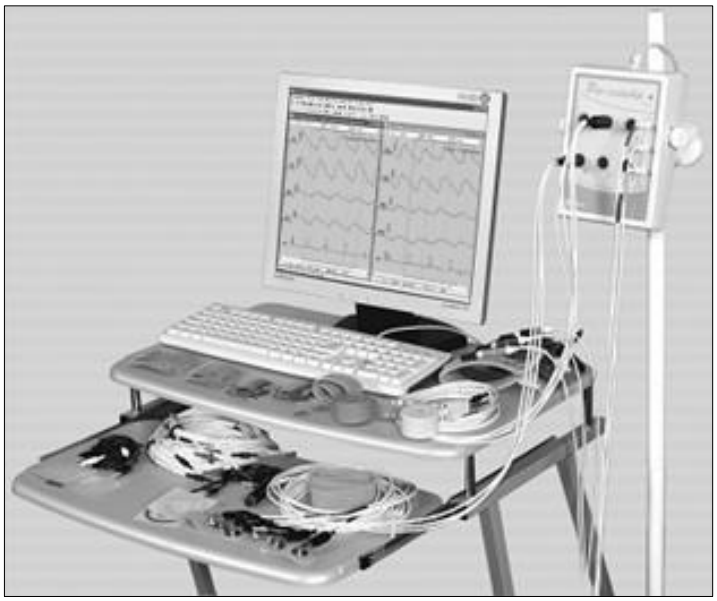


Рисунок 2.11 – Реограф «Рео–Спектр».

Типовой порядок проведения РВГ – исследования:

- Создание в картотеке новой карточки исследуемого при первичном записи РВГ. Карточка содержит персональные данные и медицинские (диагноз) данные, а также сценарий записи реограммы.
- Установка электродов. Техника наложения РВГ–электродов – продольная, модифицированная по принципу «общего» электрода. Для этого используются ленточные электроды. Длина электрода должна быть такой, чтобы при наложении на конечность оба конца смыкались в замкнутое кольцо по периметру и скреплялись с помощью разъема типа «крокодил». Кожные покровы предварительно обрабатываются спиртовыми салфетками для инъекций с содержанием 70% этилового спирта, а на поверхность ленточного электрода, который находится в контакте с кожей, наносится электродный гель с целью снижения межэлектродного сопротивления [81,95].

Запись реограммы проводится в отведении «Бедро-голень» одновременно на левой и правой нижней конечности в состоянии покоя и после локомоторной нагрузки. Первый электрод накладывается в области верхней трети бедра с красной маркировкой (Рисунок 2.12).

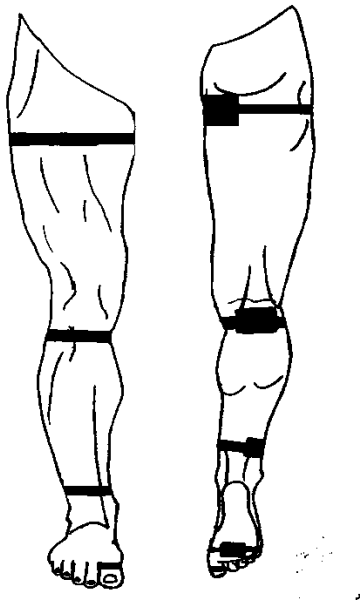


Рисунок 2.12 – Схема расположения реовазографических электродов на нижней конечности.

Второй, электрод накладывается ниже коленной чашечки под бугром большеберцовой кости на уровне минимального диаметра голени с черной маркировкой. Третий электрод накладывается в нижней части голени, на уровне наименьшего диаметра голени с белой маркировкой [81,95].

Для автоматизированной обработки РВГ производилась параллельная синхронная запись ЭКГ. Таким образом, на конечности ребенка накладываются электрокардиографические электроды прижимного типа: с маркировкой “R” (красный) – на ладонную поверхность правого предплечья, с маркировкой “L” (желтый) – на левое предплечье, с маркировкой “F” (черный) – на латеральную поверхность правой голени, обеспечивая запись ЭКГ в первом стандартном отведении.

Методика регистрации РВГ:

Реограмма – это кривая, отражающая пульсовые колебания электрического сопротивления (Рисунок 2.13). При увеличении

кровенаполнения имеет место возрастание амплитуды кривой и наоборот, то есть, регистрируется динамика импеданса в обратной полярности. На реограмме различают систолическую и диастолическую части. Первая обусловлена притоком крови, вторая связана с венозным оттоком. Далее запускается автоматическая генерация описания исследования [81,95].

Сгенерированное описание выводится на панели «Описание исследования».

Сохранение исследования. После завершения записи реограммы, сохранения любых изменений, сделанных в текущей сессии на экране. При сохранении используется текущее имя и путь файла, т.е. фактически файл перезаписывается с информацией, отображаемой на экране.

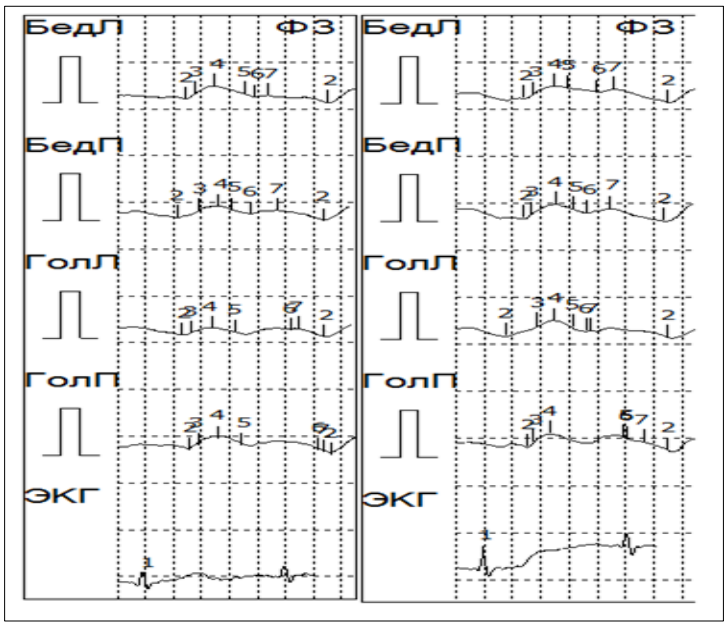


Рисунок 2.13 – Регистрация реограммы.

Регистрировались следующие показатели:

- реографический индекс (РИ, у.е.), который отражает состояние объёмного кровенаполнения магистральных артерий исследуемого органа или его участка;
- амплитудно-частотный показатель (АЧП);

- максимальная скорость быстрого наполнения (Vмакс, Ом/с), которая характеризует заполнение крупных артерий под влиянием ударного выброса сердца;
- средняя скорость медленного наполнения (Vср, Ом/с) – отражает тонус средних и мелких артерий и их заполняемость кровью под влиянием ударного выброса сердца;
- диастолический индекс (ДИА) – отношение амплитуды на уровне дикротического зубца к максимальной амплитуде в процентах;
- дикротический индекс (ДИК) – это отношение амплитуды на уровне инцизуры к максимальной амплитуде в процентах;
- показатель венозного оттока (ПВО) [81,95].

2.2.4. Аппаратно-программный комплекс для видеоанализа движений

Благодаря специальной CMOS-матрице камера серии Phantom Miro eX2 способна достичь скорости съемки от 500 до 1200 кадров в секунду. Разрешение светочувствительного сенсора варьируется от 640 x 480 (модели Miro eX2) Кроме того, в камерах присутствует функция сверхбыстрого экспонирования, занимающего всего две микросекунды (1/500 000 секунды), помогающая снимать быстро движущиеся объекты и позволяющая исключить размытость изображения при видеосъемке. Максимальная светочувствительность матрицы составляет 1200 единиц ISO при цветной съемке и 4800 единиц ISO – при съемке в монохромном режиме.

Камеры серии Phantom Miro eX2 обладают 3,5-дюймовым сенсорным экраном, а также внутренней памятью в объеме 2 Гб у моделей Miro eX2. Кроме того, присутствует слот под карту памяти CompactFlash. Корпус из поликарбоната с наполнением из проводящего волокна позволил снизить общий вес камеры (без объектива) до 0,56 кг. А специальная встроенная система позволяет моделям Phantom Miro eX2 автоматически запускать процесс съемки при обнаружении движения в определенной точке кадра

(Рисунок 2.14). Явным преимуществом данного метода, является отсутствие на теле испытуемого устройств, которые могли бы ограничить его свободное перемещение. Использование системы захвата движений позволяет получать объективные и точные количественные данные, а так же наглядно отображать результаты исследования в удобной для пользователя форме.

Рисунок 2.14 – Камера серии Phantom Miro eX2.

Типовой порядок проведения видео фиксации – исследования:

Видеокамеру Vision Research Phantom Mire eX2 устанавливают и закрепляют на штативе стационарно, в любом месте на ровной поверхности. Она работает в соответствии со своими спецификациями при условии, что при монтаже были в точности соблюдены все соответствующие инструкции.

Устанавливается тест-объект.

Расстояние между тест-объектом и камерой выбрали с учетом оптимального масштабного коэффициента, который зависит от расстояния до объекта съемки и фокуса камеры. По углам тест-объекта расположены световозвращающие маркеры (Рисунок 2.15). При таком способе калибровки камер отсутствует «смещение» координат при переходе из одной системы координат в другую. Устанавливаем на тоже место, где стоял тест-объект электрическую беговую дорожку. Перед началом исследования было проведено обучающее выполнение ходьбы.

Рисунок 2.15 – Световозвращающий маркер.

Затем детям в качестве тестовых упражнений было предложено выполнить 3 разновидности ходьбы на двух ногах на электрической беговой дорожке:

- ходьба по горизонтальной поверхности;
- при спуски (8 градусов);
- при подъёме (8 градусов).

Конфигурируя видеокамеру Vision Research Phantom Mire eX2 в соответствии с указаниями руководством Motion Tracking для захвата данных. Устанавливаем триггерное событие - "запуск по нажатию клавиши".

На ребенка наклеиваются световозвращающие маркеры (на висок, плечевой сустав, локтевой сустав, лучезапястный сустав, тазобедренный сустав, коленный сустав, голеностопный сустав) диаметром 50мм. Когда ребенок будет готов и находиться на беговой дорожке, нажимаем кнопку “Старт”. Ребенок начинает двигаться по беговой дорожке со скоростью 1 км/час (Рисунок 2.16). Когда ребенок скоординируется на беговой дорожке - "Нажмите Ввод, чтобы начать". Нажимаем кнопку «ОК» и дайте сигнал ребенку о завершении съемки. На экране появится видео файл по умолчанию. Выбираем «Вид: сохранить как…» сохраняем видео файл в картотеке.

Типовой порядок обработки данных полученных с видеокамеры Vision Research Phantom Mire eX2 и преобразования их в графики:

Аппаратно-программный комплекс StarTrace Tracker 1.1 Video Motion® разработан на основе технологии бесконтактного исследования видеоряда движений биологического объекта (человека и животного) для количественной оценки функции его двигательного аппарата.

Комплекс предназначен для использования в качестве инструмента изучения двигательной деятельности, прежде всего локомоции, в различных областях нейрофизиологии, в реабилитологии, травматологии и ортопедии, физиологии, психологии и спорта.

Рисунок 2.16 – Ходьба по горизонтальной поверхности.

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.

- *Мастер создания проекта*. При выборе пункта главного меню «создать проект» запускается соответствующий мастер. Мастер содержит ряд последовательных шагов, необходимых для создания проекта. Мастер содержит несколько кнопок (вперед, назад, отмена, готово). На первом шаге

создания проекта необходимо выбрать испытуемого, для которого будет создан проект. Каждая строка списка содержит ФИО и дату рождения.

На втором шаге необходимо выбрать шаблон, на основе которого будет создан проект. Каждая строка списка содержит название шаблона и дату его создания.

На третьем шаге необходимо указать видео файлы, содержащие кинематику движения и тест объект. На этом шаге указывается дата проведения исследования. По умолчанию в качестве такой даты берется дата создания видео файла, содержащего кинематику.

На четвертом шаге необходимо задать имя и краткое описание создаваемого проекта.

На последнем шаге мастера приводится сводная информация о создаваемом проекте. Необходимо убедиться, что приведенная информация верна, и нажать кнопку «готово», что приведет к закрытию мастера.

- *Режим создания траектории*. Режим запускается, при открытии какого либо проекта из базы данных или создания нового. Главное окно программы в режиме создании траектории. Основную часть окна занимает видео панель. На ней отображается обрабатываемый кадр видеоряда.

Нажатием левой клавиши мыши по меткам, расставленным на теле ребенка, необходимо инициализировать все основные точки проекта в каждом кадре исследуемого отрезка видеопоследовательности. При этом, по мере инициализации основных точек, по верх видеокадра происходит наложение палочковой диаграммы, соответствующей шаблону, на основе которой создан проект.

В левой верхней части главного окна в режиме создания траектории расположен список основных точек. Неинициализированные точки помечены «пустыми квадратами», инициализированные – цветными. Если включена соответствующая опция, рядом с названием основных точек в круглых скобках отображаются их координаты в плоскости видео панели.

Слева внизу расположена zoom-панель, отображающая увеличенный участок видео панели в окрестности курсора. Эта панель позволяет точнее позиционировать курсор мышки, что уменьшает ошибки при инициализации основных точек в кадре.

- *Ручная инициализация точек*. Программа StarTrace Tracker 1.1 позволяет инициализировать основные точки в ручном, полуавтоматическом режиме и автоматическом. Мы пользовались ручной инициализацией точек. Каждая инициализированная точка отображается на видео - панели и zoom – панели. В ручном режиме точка ставится в том месте, куда указывает курсор мыши, отображаемый в виде окружности. Цвет курсора для ручного режима задается в параметрах программы.
- *Режим обработки тест-объекта*. Запуск режима осуществляется при выборе соответствующего пункта главного меню. Переход в режим обработки тест-объекта возможен только из режима создания траектории. Расположение элементов редактирования и их назначение в режимах обработки тест-объекта и создания траекторий в основном совпадают. Отличие окна в режиме обработки тест-объекта заключается в отсутствии инструментальной панели проекта. Кроме того, в списке основных точек отображаются три точки тест-объекта: одна задает начало отсчета, две другие – вертикальное и горизонтальное направления.

Тест-объект сделан из алюминия и представляет собой правильный треугольник с дополнительной опорной «ножкой». В трех местах крепятся световозвращающие маркеры – полусферы.

- *Режим анализа угловой кинематики*. Запуск режима осуществляется при выборе соответствующего пункта главного меню. Главное окно программы в режиме анализа угловой кинематики представлено на (Рисунок 2.17).

Фазовые траектории – график, на горизонтальной оси которого откладываются изменения углов, а на вертикальной – изменения угловых скоростей.

Угловые синкинезии – график, на осях которого откладываются изменения двух различных углов. В верхней части графика расположен выпадающий список, в котором можно выбрать одну из возможных пар углов.

Правую часть окна занимают графики характеристик угловой кинематики проекта: углы, угловые скорости и угловые ускорения. Общие параметры отображения траекторий на графиках задаются в настройках программы.

- *Режим анализа линейной кинематики*. Запуск режима осуществляется при выборе соответствующего пункта главного меню. Главное окно программы в режиме анализа линейной кинематики представлено на (Рисунок 2.18).

Внешний вид главного окна аналогичен виду окна в режиме анализа угловой кинематики.

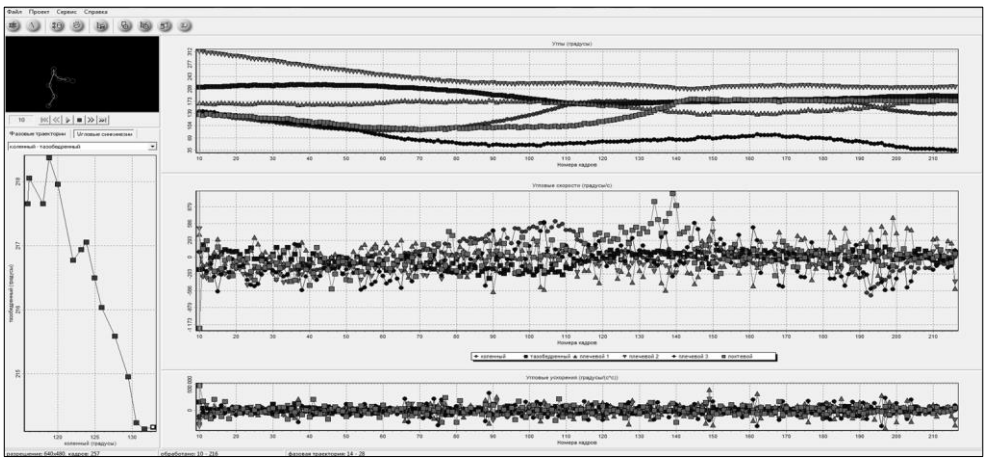


Рисунок 2.17 – Режим анализа угловой кинематики.

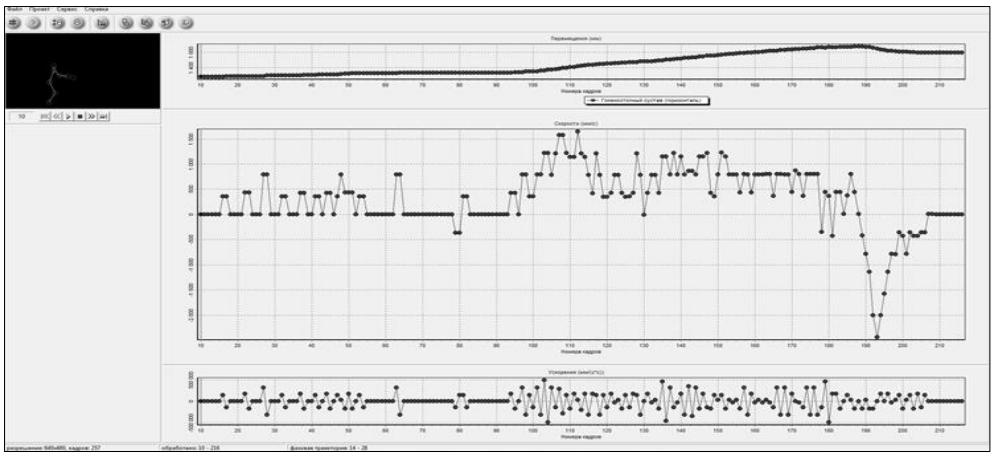


Рисунок 2.18 – Режим анализа линейной кинематики.

В режиме анализа линейной кинематики отсутствует панель с графиками фазовых траекторий и угловых синкинезий. Правую часть окна занимают графики линейных характеристик кинематики испытуемого: перемещения, линейные скорости и линейные ускорения. Слева вверху отображается палочковая диаграмма с панелью инструментов управления просмотром. Общие параметры отображения траектории на графиках задаются в настройках программы. Специальные параметры отображения каждой траектории задаются в настройках параметров траекторий.

2.2.5. Статистическая обработка материала

Статистическая обработка материала проведена с использованием прикладного программного пакета Statistica 6.0 for Windows фирмы Statsoft. Описательный анализ включал определение среднего арифметического значения, ошибки среднего значения «среднее ± ошибка среднего» (X±m) [79].

Для проверки характера распределения признака полученных данных использовали критерий Колмогорова–Смирнова.

Сравнительный анализ основывался на определении достоверности разницы показателей по U – критерию Манна-Уитни для ненормально распределенных параметров. Так как, сформированные выборки не подчинялись нормальному распределению и, следовательно, применение параметрических статистических критериев, построенных на основании параметров совокупностей, распределяемых по нормальному закону, являлись недопустимыми. Критический уровень значимости (p) при проверке статистических гипотез в исследовании принимался равным 0,05 [44].

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

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

Биомеханические характеристики локомоций у детей с ОВЗ носят характер особых стереотипов позы и ходьбы. Они формируются на основе сохраняющих высокую активность тонических рефлексов. В то же время имеющиеся особые двигательные стереотипы могут быть положены в основу формирования новых двигательных навыков, что приведет к повышению двигательной активности ребенка и даст хороший эффект, в плане его физической и социальной адаптации.

Все обследованные дети выполняли упражнение «Ходьба на тренажере – электрической беговой дорожке» – в трех положениях: по горизонтальной поверхности и в наклоне (подъем, спуск 8 градусов). Для анализа ориентации звеньев тела, их местоположения в пространстве и отношения к опоре использовался метод отслеживания движения (Motion Tracking). Пространственные перемещения звеньев тела регистрировались с помощью видеокамеры Vision Research Phantom Mire eX2. Съемка велась со скоростью 100 кадров в секунду. Полученные данные были обработаны и проанализированы в программе StarTrace Tracker 1.1 Video Motion® [46].

Полученные результаты позволяют выделить основные отличия в построении динамического стереотипа ходьбы у детей с ОВЗ, которые могут ходить самостоятельно и с поддержкой. Учитывались следующие кинематические показатели, отражающие двигательную патологию обследуемых детей при выполнении ходьбы:

- значения углов в суставах нижних и верхних конечностей;
- угловые скорости;
- угловые ускорения;
- скорости и ускорения перемещения звеньев тела.

Выделяют 6 фаз в структуре цикла ходьбы. Описаны и анализируются они многими авторами, мы в своей работе опирались на работы профессора Иваницкого М.Ф..

Однако в своей работе мы разделили 5 и 6 фазу. Пятую на 5.1 и 5.2. Шестую на 6 и 7, т.к. 5 и 6 фазы были вдвое длиннее, чем все остальные, мы их разделили пополам, чтобы в процессе анализа все фазы имели примерно одинаковую продолжительность.

1. Передний шаг опорной ноги
2. Момент вертикали опорной ноги
3. Задний шаг опорной ноги
4. Задний шаг свободной ноги

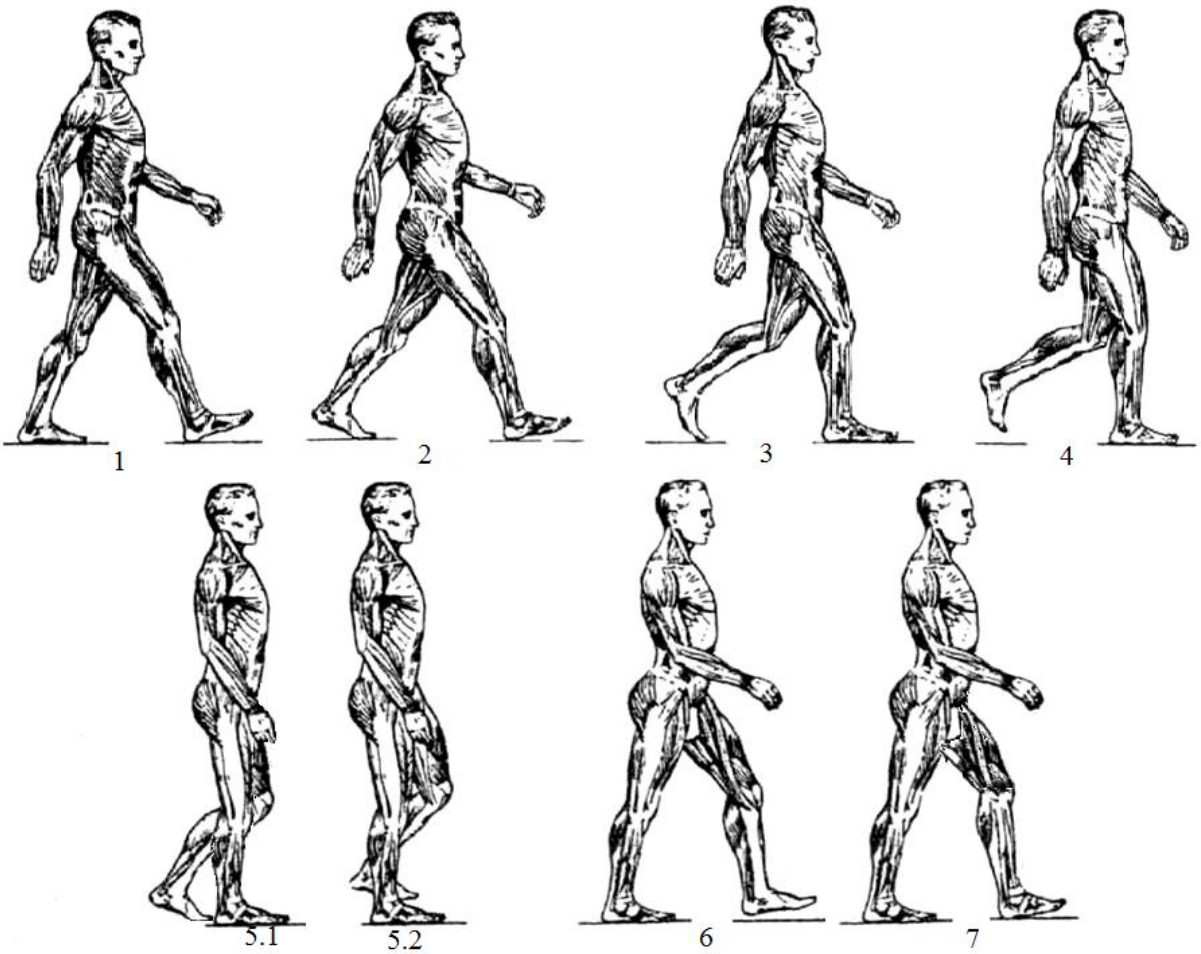
5.1. Момент начала вертикали свободной ноги

5.2. Момент окончания вертикали свободной ноги

6. Начало переднего шага свободной ноги
7. Окончание переднего шага свободной ноги

Отметим наиболее существенные различия каждой фазы локомоторного цикла (Рисунок 3.1).

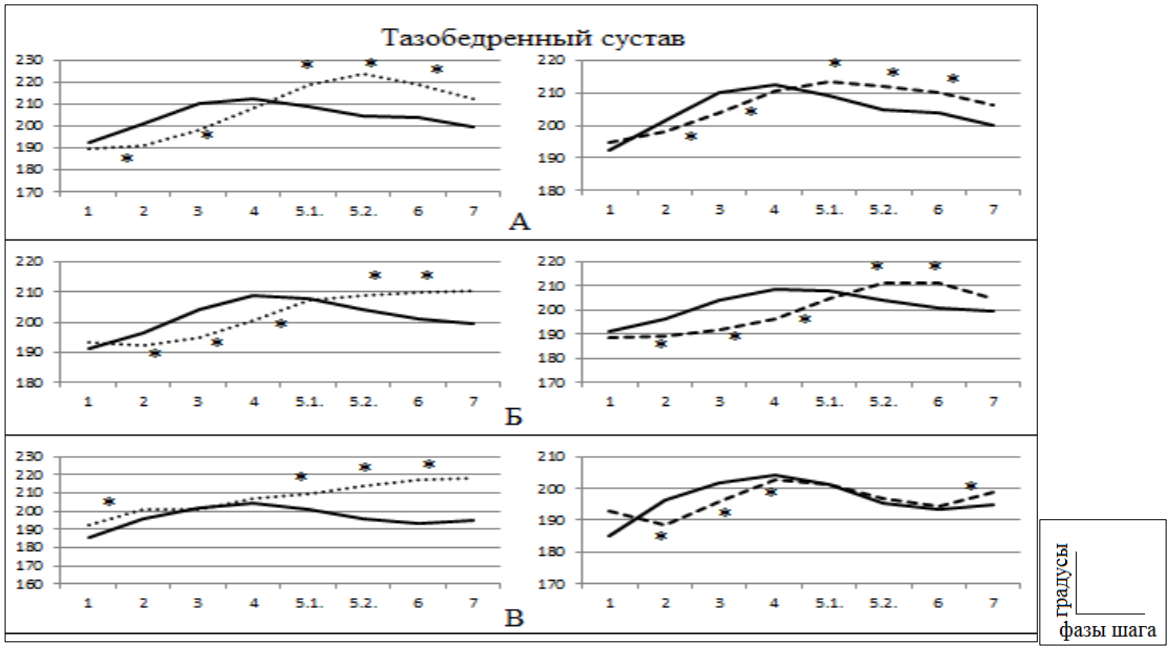
Угол сгибания в тазобедренном суставе у детей с ОВЗ, передвигающихся с поддержкой, (основная группа, ходьба с поддержкой) был несколько ниже в первой половине шага (195,23°) ($p<0,05$), но оказывался заметно выше во второй (220,43°) ($p<0,05$). Движение в тазобедренном суставе имеет поочередно уступающий и преодолевающий характер. У детей с ОВЗ (ходьбы с поддержкой) наблюдается ослабление уступающей фазы и значительное усиление преодолевающей. Но в группе детей с ОВЗ, передвигающихся самостоятельно (основная группа, ходьба самостоятельно), значения угла сгибания в тазобедренном суставе приближено к контрольной группе (Рисунок 3.2).



1 Передний шаг опорной ноги; 2 Момент вертикали опорной ноги; 3 Задний шаг опорной ноги; 4 Задний шаг свободной ноги; 5.1 Момент начала вертикали свободной ноги; 5.2 Момент окончания вертикали свободной ноги; 6. Начало переднего шага свободной ноги; 7. Окончание переднего шага свободной ноги

Рисунок 3.1 – Фазы локомоторного цикла

При исследовании величины углов в суставах верхних конечностей (Рисунок 3.3 - 3.4) при ходьбе по горизонтальной поверхности и в подъем было показано, что изменение величины угла в плечевом суставе в основных группах не превышало 220,34° ($p<0,05$) и имело плавный характер по сравнению со значениями в контрольной группе детей, где угол в суставе не превышал 210,54°. Но при тех же самых условиях, в положении спуска, угловые показатели в основной группе (ходьба с поддержкой) имеют максимальные значения во второй фазе локомоции. В этой же фазе в основной группе (ходьба самостоятельно) имеют минимальные значения.

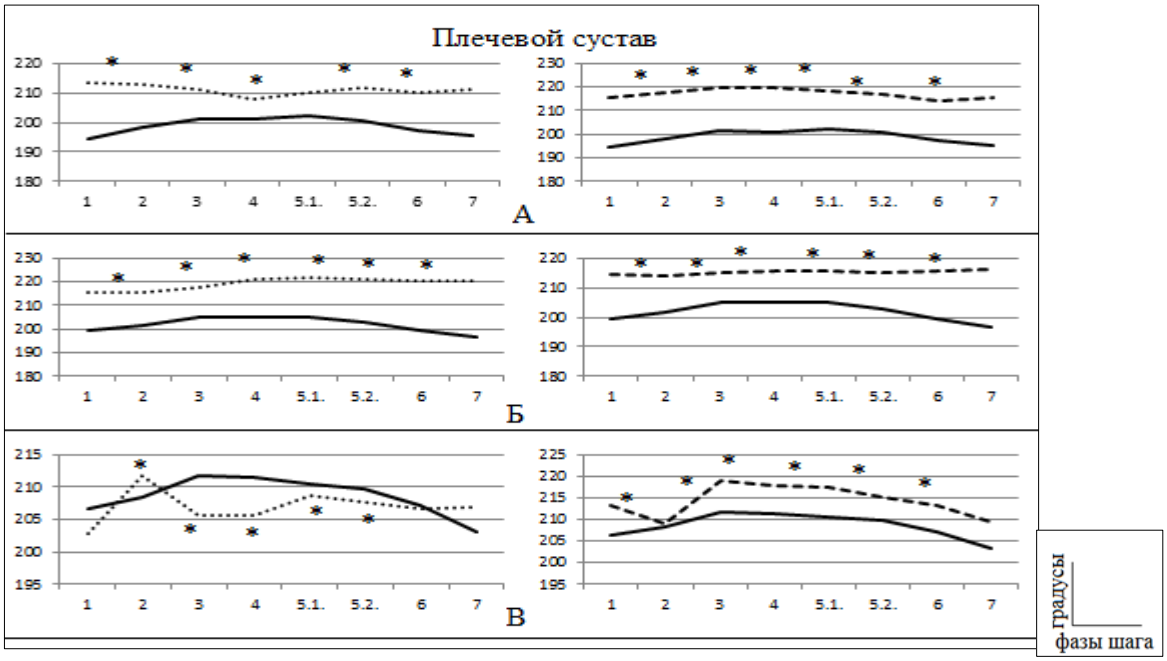


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.2 – Значения углов в суставах нижних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск



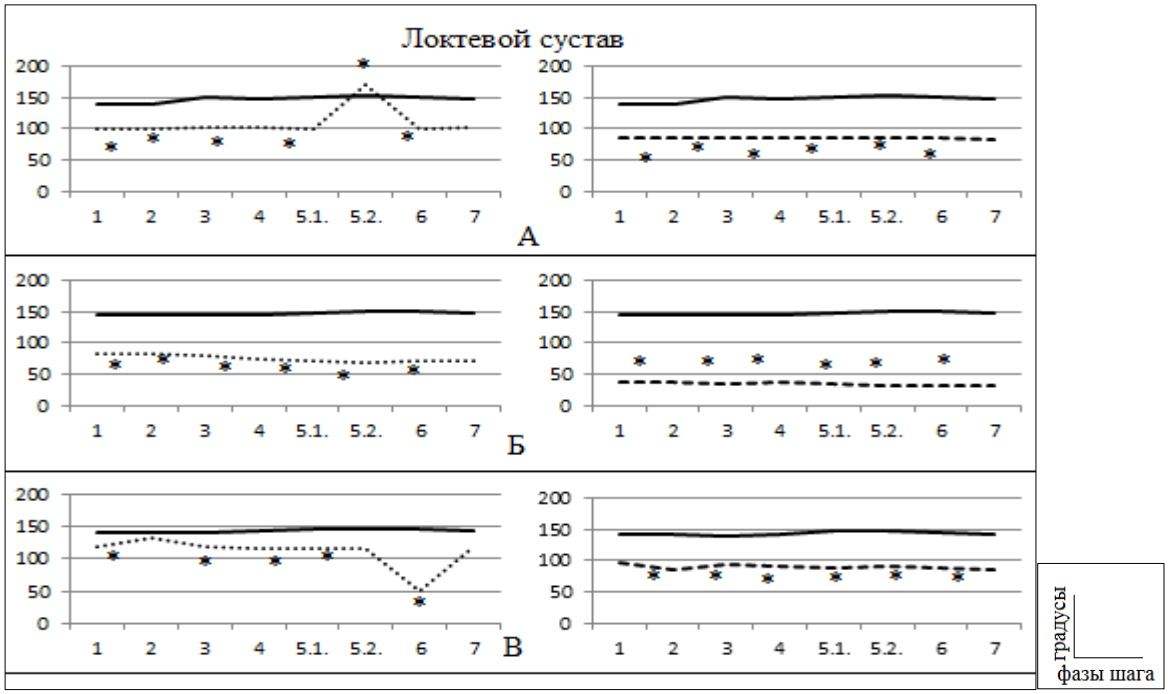
* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.3 – Значения углов в суставах верхних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

Тогда как изменения величины угла в локтевом суставе, наоборот, имели более низкие значения в обеих основных группах. Стоит отметить, что в основной группе (ходьба самостоятельно), стереотип ходьбы приближен к контрольной группе.



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.4 – Значения углов в суставах верхних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

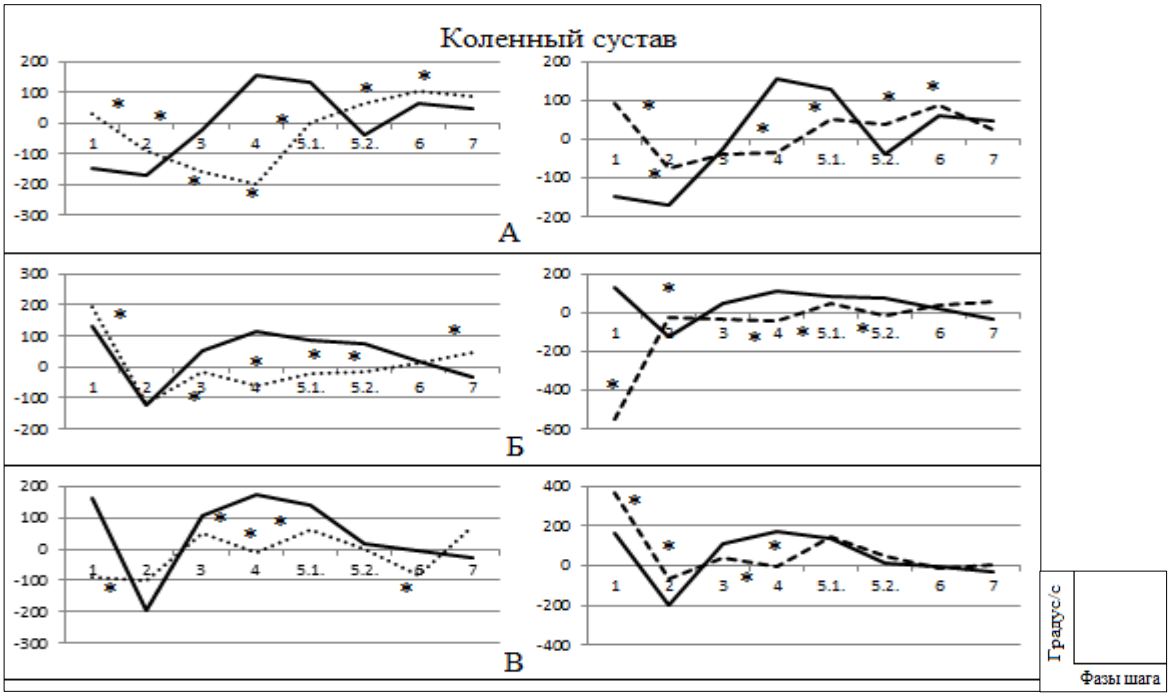
А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

Таким образом, основная группа (ходьба с поддержкой), при ходьбе выполняли плавные движения верхними конечностями, сгибая руки в плечевом и разгибая в локтевом суставах. Можно предположить, что в основной группе (ходьба с поддержкой) имея экстремумы значений во второй фазе локомоции тем самым, компенсируют движения нижних конечностей.

На (Рисунке 3.5) представлены угловые скорости в коленном суставе. В контрольной группе детей в четвертой фазе наблюдается экстремум значение во всех положениях, что приводит к усилению способности центральной нервной системы координировать движение мышц-антагонистов. В основной группе (ходьба с поддержкой) происходит ослабление способности центральной нервной системы координировать движение мышц-антагонистов. Сгибательно-приводящая позиция нижних конечностей на протяжении локомоторного цикла прослеживается и в основной группе

(ходьба самостоятельно), что отражает преимущественно согнутую позицию 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).



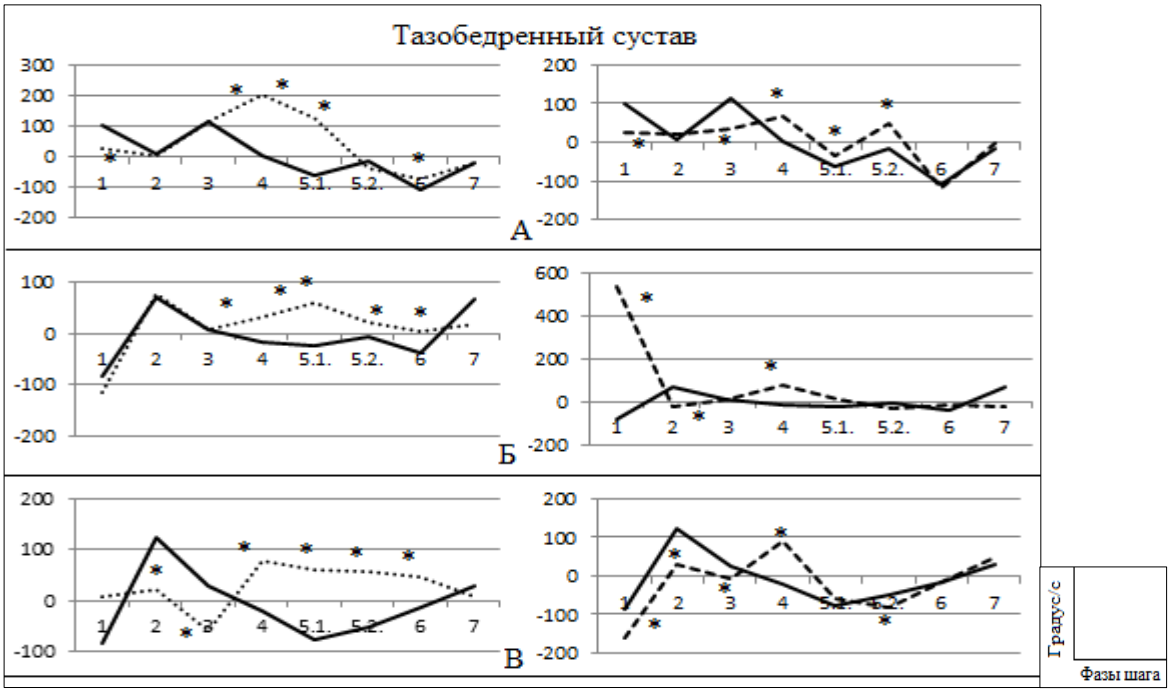
* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.5 – Значения угловых скоростей в коленном суставе при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ——— Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

Общий центр тяжести в основных группах перемещается вперед и вверх преимущественно в первой половине шага. Основное смещение вперед происходило в четвертой фазе шага и сопровождалось некоторым подъемом вверх (Рисунок 3.6).



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

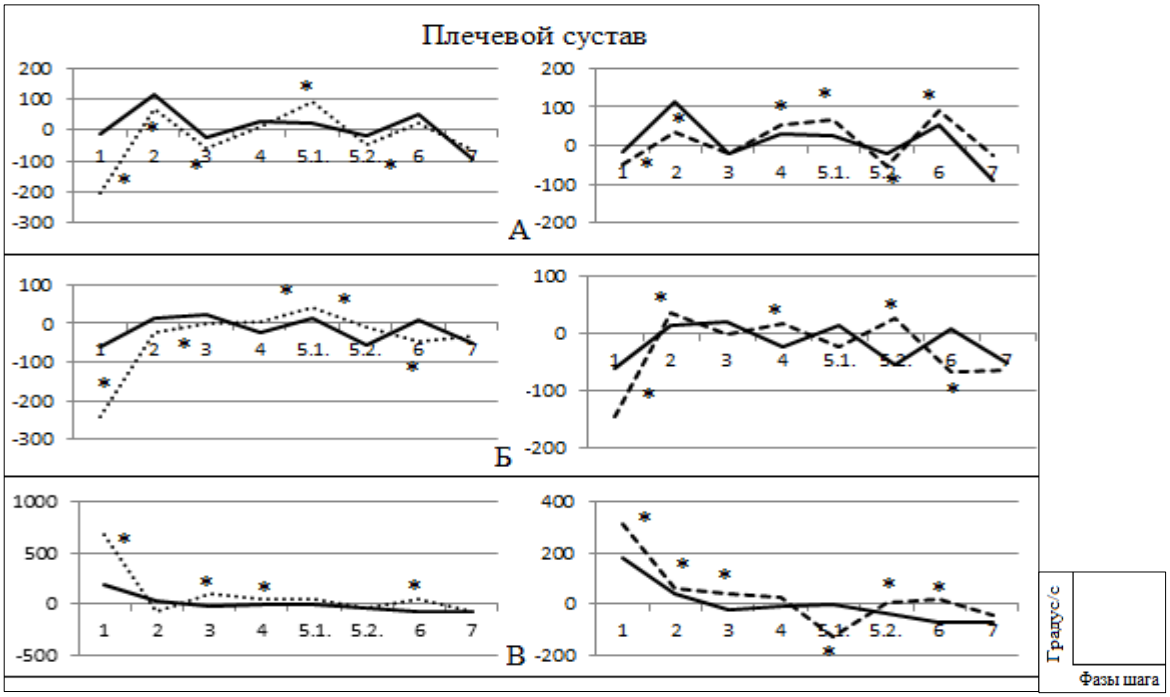
Рисунок 3.6 – Значения угловых скоростей в тазобедренном суставе при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ——— Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

Локомоция верхних конечностей имеет однотипные сдвиги фазовых характеристик нормальной и патологической ходьбы детей с ОВЗ (ходьба с поддержкой): относительное уменьшение длительности опорного периода и соответствующее увеличение продолжительности переносного периода. Однако со стороны угловых скоростей движений в плечевом суставе между группами наблюдались выраженные различия при ходьбе по ровной поверхности. Начиная со второй фазы локомоторного цикла плечевой сустав в основной группе (ходьба самостоятельно) двигается вверх-вниз, относительно контрольной группы. По этому, в основной группе (ходьба самостоятельно) характерна вычурность походки (Рисунок 3.7 -3.8).

Редукция амплитуды угловых ускорений во всех суставах ноги, но особенно в коленном и тазобедренном суставах, в контрольной группе имеет четыре экстремума.



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

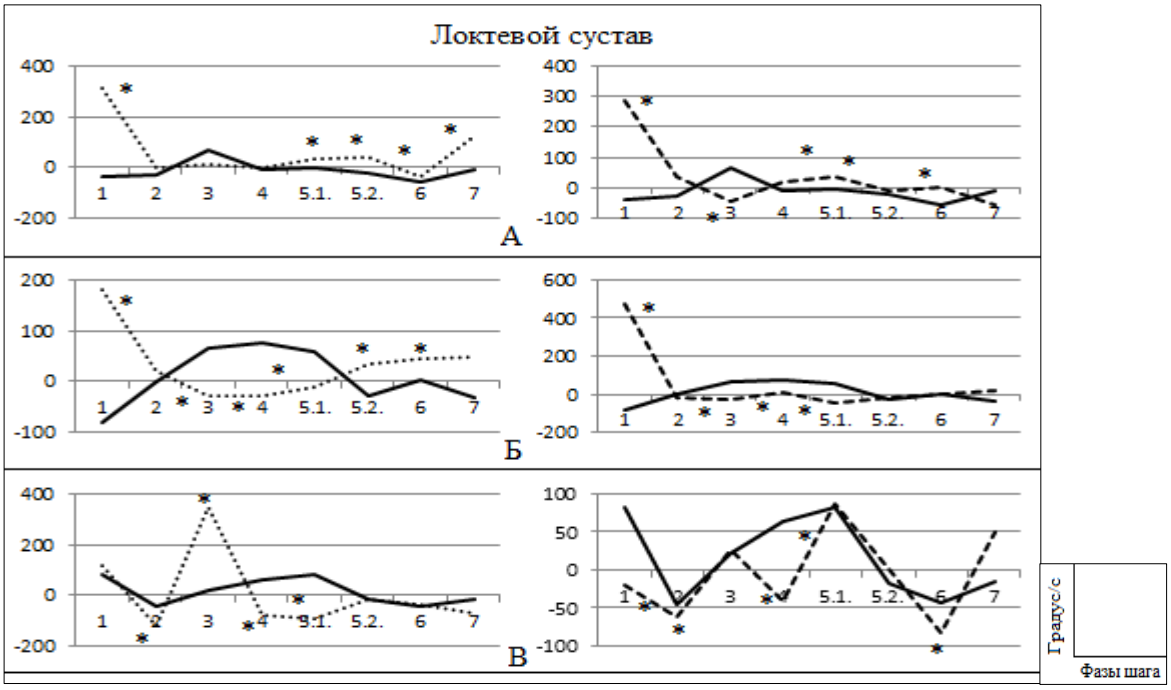
Рисунок 3.7 – Значения угловых скоростей в плечевом суставе при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ━━━ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

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 (Рисунок 3.9 -3.10).

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. (Рисунок 3.11).

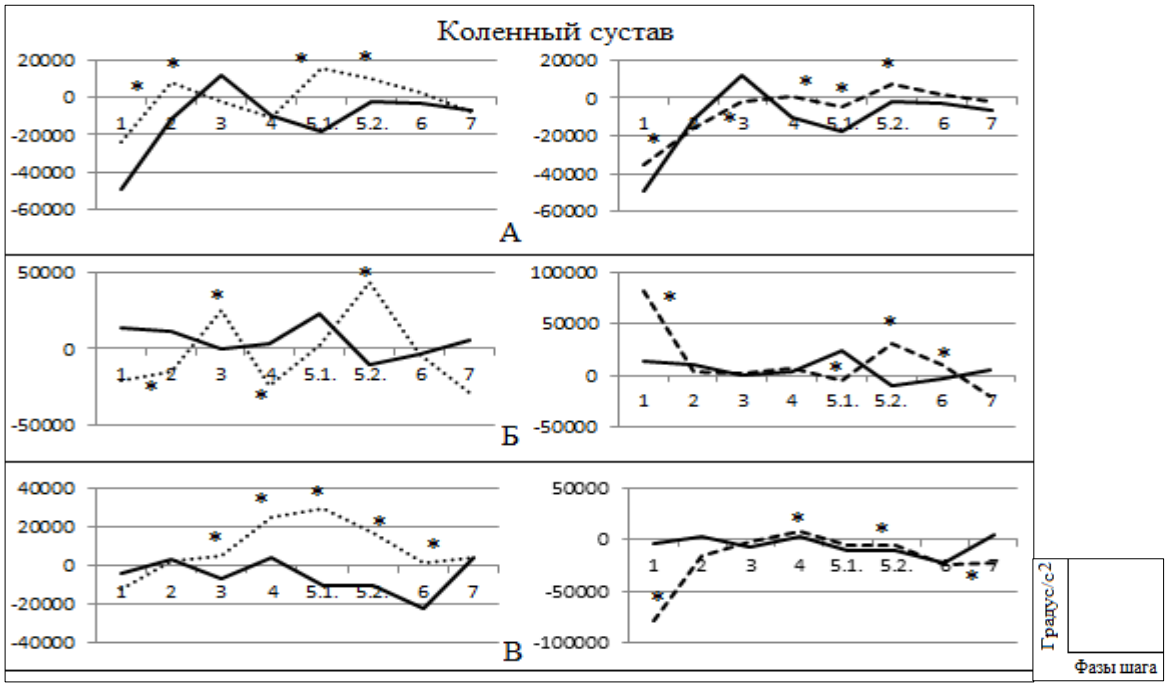


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.8 – Значения угловых скоростей в локтевом суставе при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

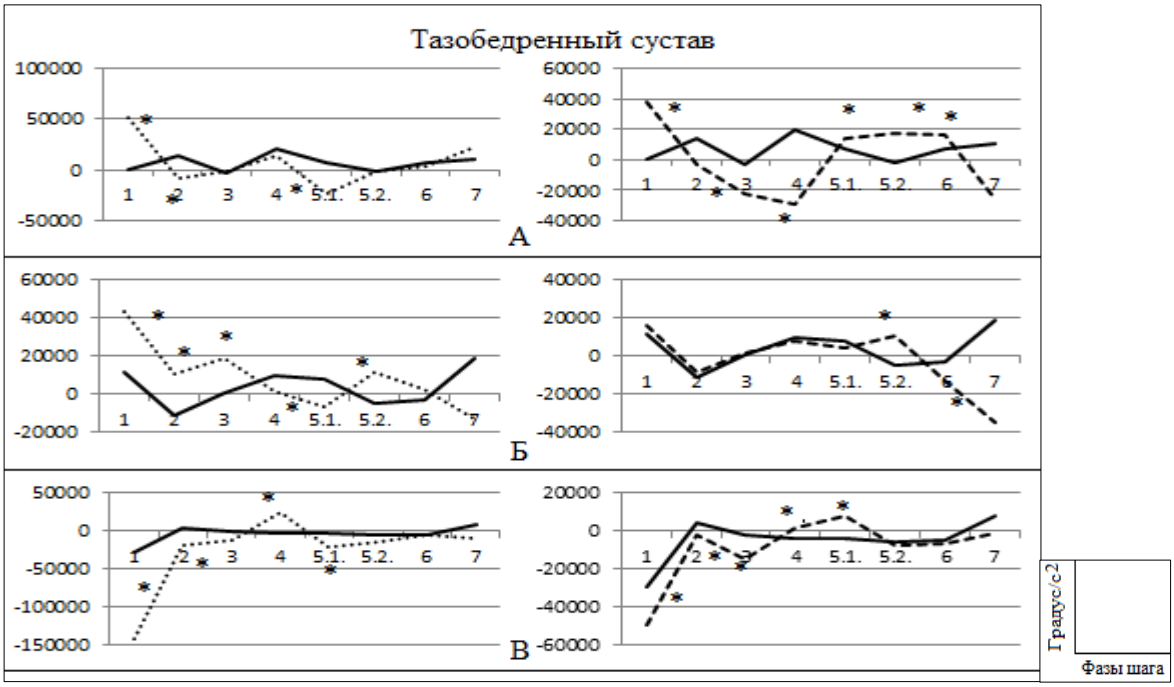


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.9 – Значения угловых ускорений в суставах нижних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

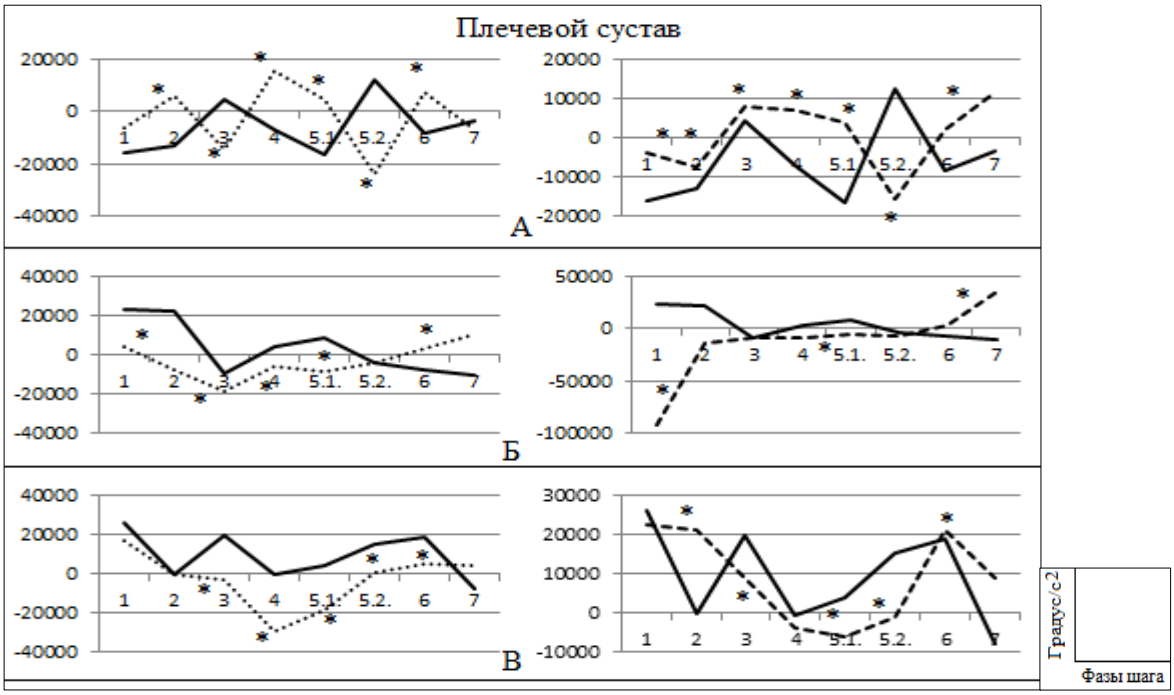


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.10 – Значения угловых ускорений в суставах нижних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

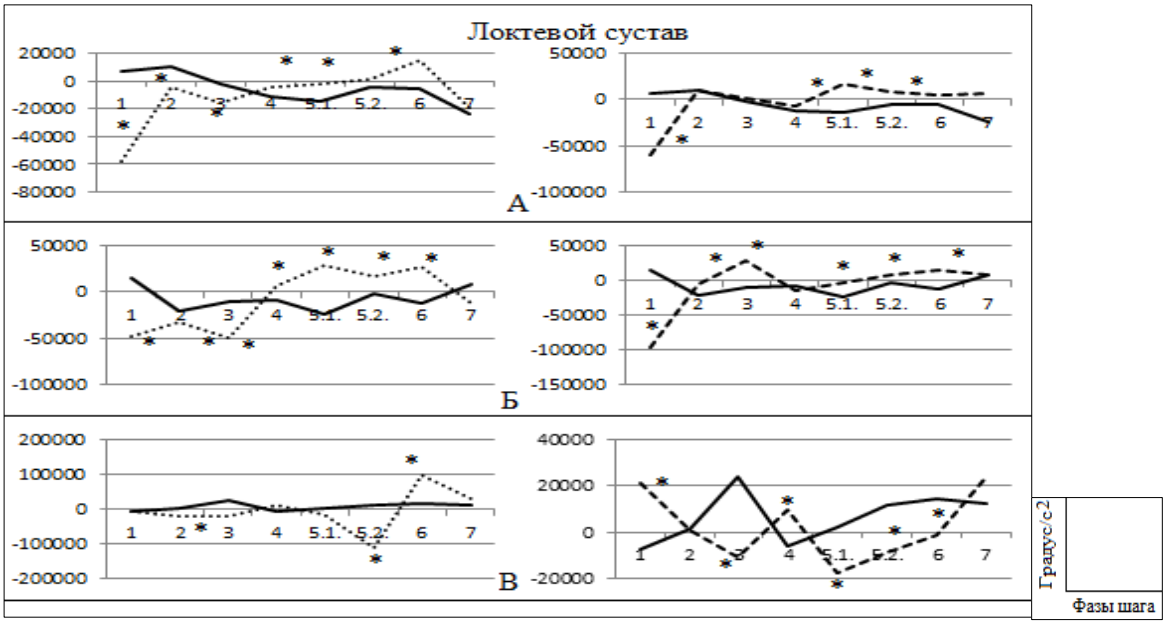


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.11 – Значения угловых ускорений в суставах верхних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.12 – Значения угловых ускорений в суставах верхних конечностей при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ━━━ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

Локомоция локтевого сустава основной группы (ходьба самостоятельно) происходит избыточное колебание в фазе переноса ноги и переката стопы при подъёме. При ходьбе по ровной поверхности происходит избыточное колебание в фазе переноса и амортизации. Движения локтевого сустава при спуске работает в противофазе относительно контрольной группы (Рисунок 3.12).

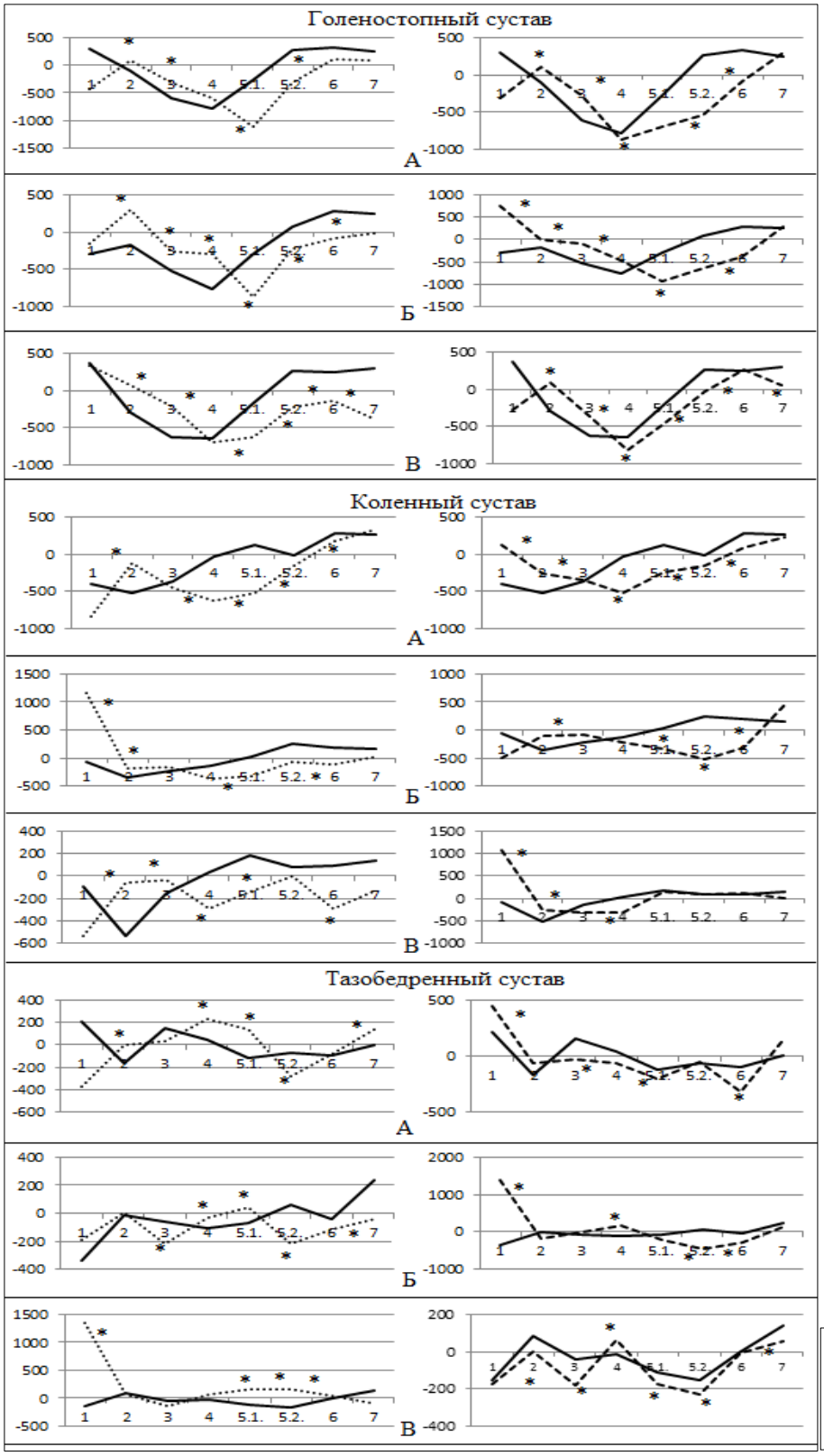
На (Рисунок 3.13) представлена динамика скоростей движений суставов в горизонтальной плоскости при ходьбе. Показано, что у детей, в основных группах в голеностопном суставе минимальное значение отмечается в фазах 4 и 5.1. при локомоции во всех трех направлениях. В этом случае преобладает высокоамплитудная активность в течение фазы 5.1. локомоторного цикла, а при спуске отмечается низкая скорость движения голеностопного сустава. 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 и 4 -5.1. - возрастает.

Данные свидетельствуют о том, что биомеханическая структура коленного сустава нарушается в результате изменения тонуса мышц, обусловленного патологией тонических и установочных рефлексов.

При изучении динамики скорости движения тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости в основной группе (ходьба с поддержкой), минимальное значение отмечалось в фазы переноса ноги и переката стопы, а максимальное, – в фазе амортизации. Таким образом, равномерное уменьшение и увеличение активности в тазобедренном суставе в течение цикла, говорит о переносе центра тяжести с одной ноги на другую. В основной группе (ходьба самостоятельно), локомоция тазобедренного сустава приводит к компенсаторному повороту туловища в сторону опорной ноги, тем самым удлиняя путь переносимой конечности.

Движения верхних конечностей относительно всех плоскостей совершались в противофазе к движениям нижних конечностей (Рисунок 3.14). Кинематические кривые описывающие движение рук, имели форму близкую к синусоидальной (с периодом, равным циклу ходьбы). Скорость движения плечевого сустава в горизонтальной плоскости в контрольной и в основной группе (ходьба самостоятельно) имеет максимальное значение в первой фазе. [46,48].

Скорость движения локтевого сустава в горизонтальной плоскости в основной группе детей (ходьба с поддержкой) совершались незначительные колебательные движения во всех фазах цикла, при этом минимальное значение в фазе переноса ноги и переката стопы. В контрольной группе детей скорость движения имела максимальное значение в первой фазе цикла, а минимальное в фазе отталкивания. Таким образом, в процессе ходьбы в основных группах детей отмечалось увеличение скорости движения локтевого сустава в горизонтальной плоскости, по сравнению с контрольной группой.

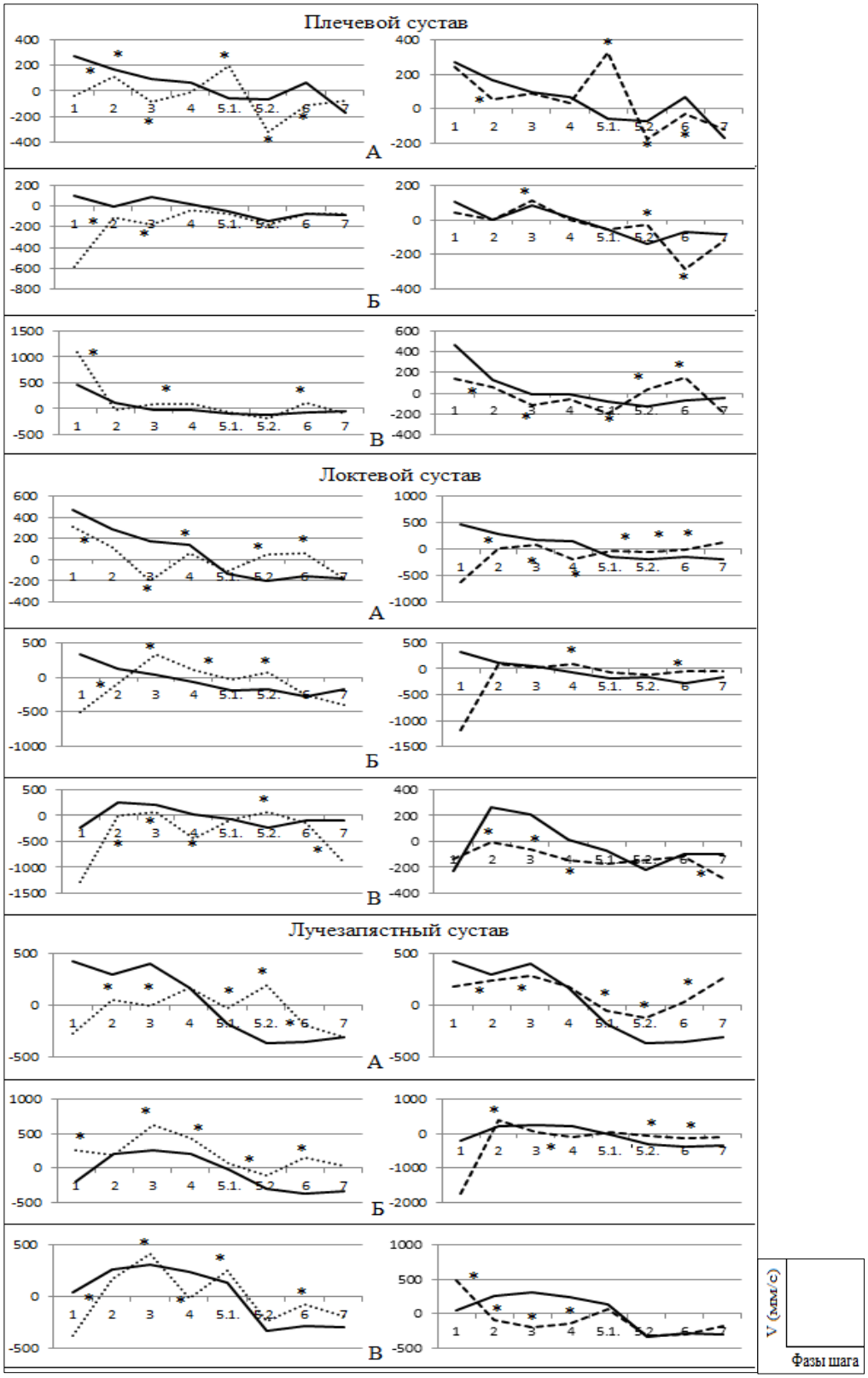


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.13 – Значения скоростей движения суставов нижних конечностей в горизонтальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.14 – Значения скоростей движения суставов верхних конечностей в горизонтальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск

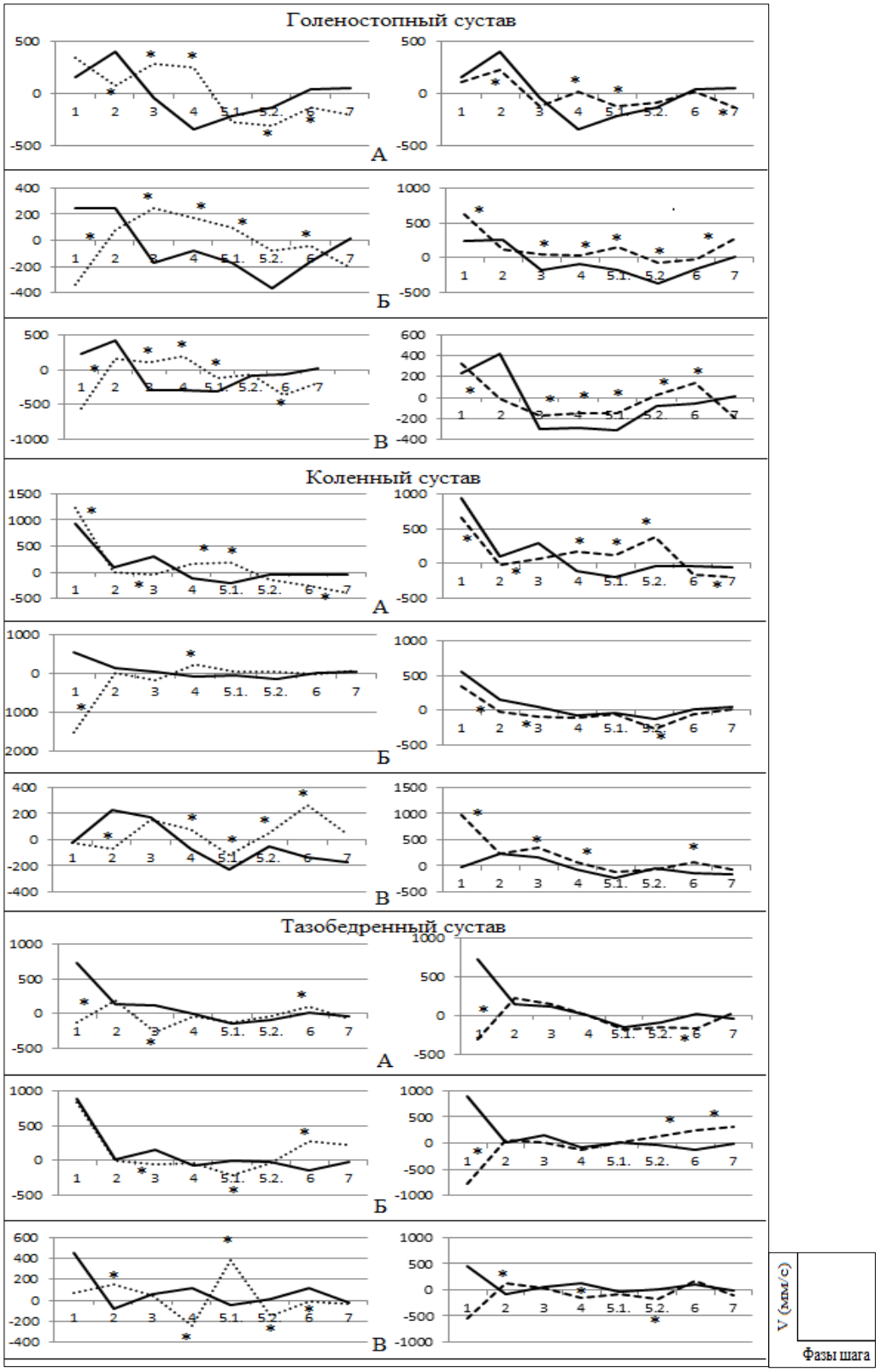
В основной группе (ходьба самостоятельно) минимальное значение приходятся в фазу переноса ноги с постепенным выравниванием во всех фазах локомоции [46,48].

Движения лучезапястного сустава в горизонтальной плоскости осуществлялись подобным образом, как и в локтевом суставе, хотя у детей с ОВЗ скорость перемещения лучезапястного сустава была выше. Таким образом, движения локтя и запястья при ходьбе по ровной поверхности осуществлялись в противофазе – шаг начинался с движения локтя назад, а запястья – вперед (Рисунок 3.14).

Скорость движения голеностопного сустава в вертикальной плоскости (Рисунок 3.15) начиная с первой фазы движения до последнего цикла локомоции постоянно понижалась. Так как голеностопный сустав нагружен большей массой, чем более проксимальные суставы, и проекция ОЦМ располагается на большем расстоянии от оси этого сустава (Рисунок 3.15).

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. В контрольной группе детей колено двигалось вверх в первой половине шага, затем перемещалось вниз. Для движений тазобедренного сустава в вертикальной плоскости различия между группами были выявлены в первой фазе, в основной группе (ходьба самостоятельно) скорость была существенно ниже.

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) ($p<0,05$).



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.15 – Значения скоростей движения суставов нижних конечностей в вертикальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

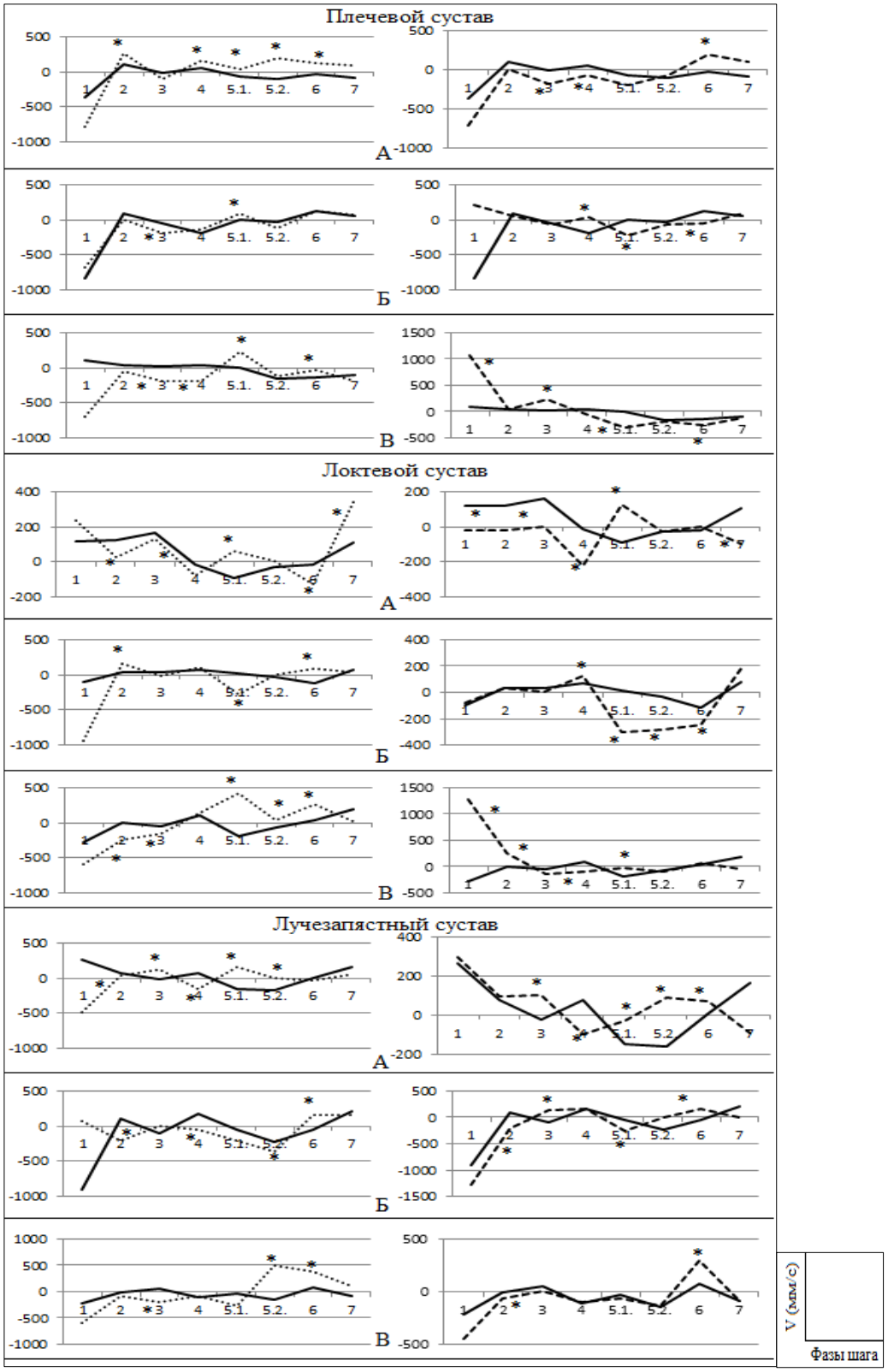
А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск

Таким образом, было показано, что в основной группе детей (ходьба с поддержкой) в начальной фазе ходьбы происходило смещение плечевого сустава вниз, а в заключительных фазах поднималось наверх. В контрольной группе, наоборот, в первой фазе ходьбы наблюдалось смещение плеча вверх, а в заключительной фазе – опять смещение плечевого сустава вниз (Рисунок 3.16).

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 достоверней выше, чем у детей основной группы (ходьба самостоятельно). (Рисунок 3.16).

Кроме того, в вертикальной плоскости у детей основной группы наблюдались колебания скорости движения запястья в течение всего цикла ходьбы, тогда как в контрольной группе детей в заключительной фазе цикла происходил резкий подъем запястья вверх (Рисунок 3.16).

На (Рисунок 3.17) представлена динамика ускорения движений нижних суставов в горизонтальной плоскости при ходьбе. 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 соответствуют 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). Первая из них характеризует сгибание в коленном суставе, несущие функцию амортизации (смягчение удара ноги об поверхность опоры), вторая волна отражает сгибание в суставе в переносной период, что необходимо для ее переноса вперед.



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.16 – Значения скоростей движения суставов верхних конечностей в вертикальной плоскости при ходьбе:

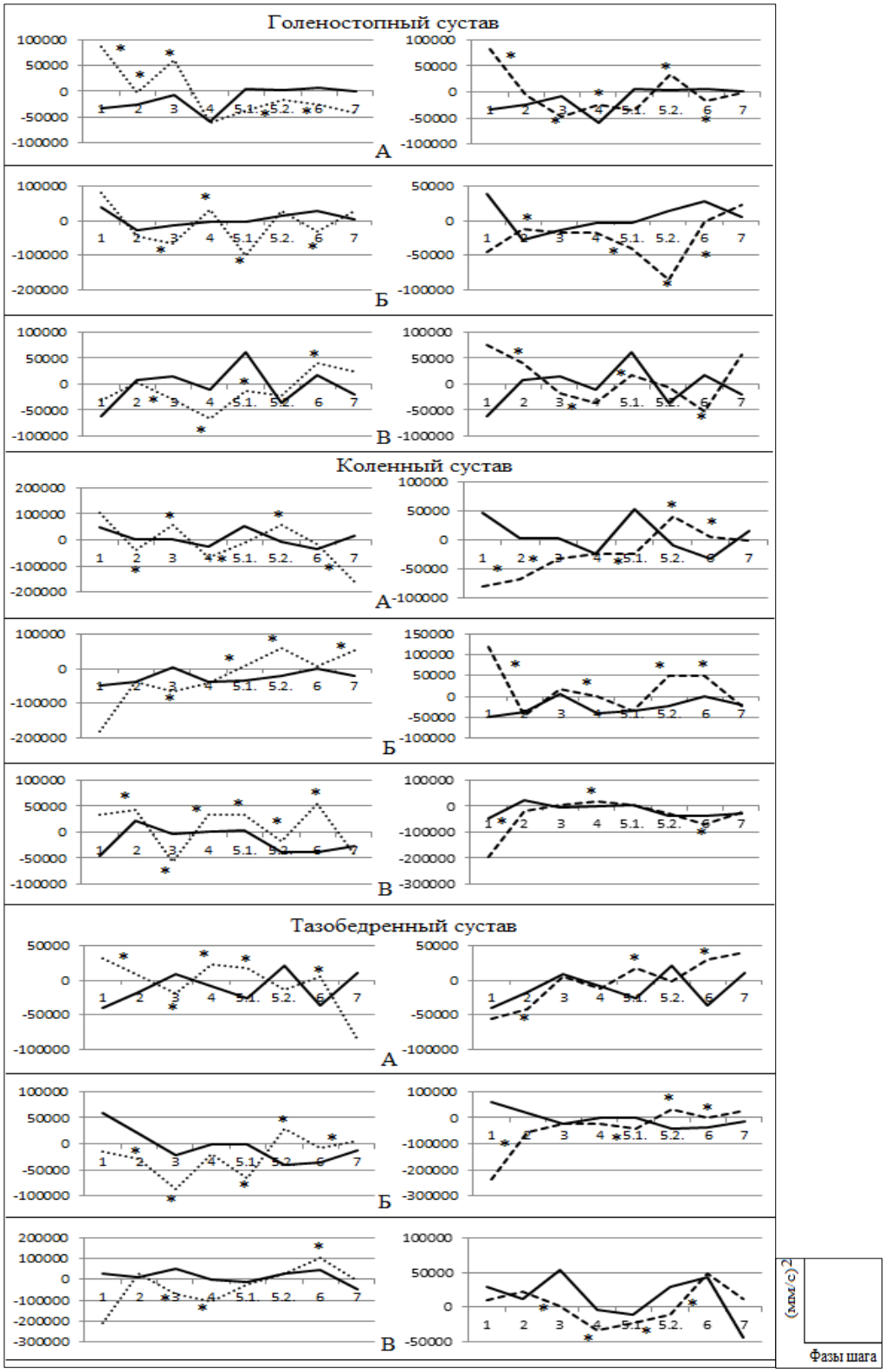
..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ——— Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск

В основной группе (ходьба с поддержкой) состоит из трех волн движения. Первая и третья совпадает с волнами контрольной группы, а вторая появляется в фазе переката стопы, где происходит рекурвация коленного сустава. Снижение значения ускорения в тазобедренном суставе в основных группах связано со снижением способности центральной нервной системы координировать тонус мышц-антагонистов. Вращательные движения таза являются важной составляющей частью механизма перемещения всего тела с одной ноги на другую и механизма, обеспечивающего перенос нижней конечности при ходьбе. Таким образом, кинематика ходьбы основных групп отчетливо показывает, что неправильная позиция нижних конечностей, сохраняется в процессе локомоции (Рисунок 3.17).

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 значение 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 (Рисунок 3.18).

Динамика ускорение локтевого сустава в горизонтальной плоскости в основной группе детей (ходьба самостоятельно) совершались незначительные колебательные движения во всех фазах цикла, при этом максимальные значения регистрировались в первой фазе ходьбы. В контрольной группе ускорение имело максимальное значение в первой фазе цикла, а минимальное в фазе 7 (Рисунок 3.18). Таким образом, в процессе ходьбы в основной группе детей (ходьба самостоятельно) отмечалось увеличение ускорения движения локтевого сустава в горизонтальной плоскости, по сравнению с контрольной группой.

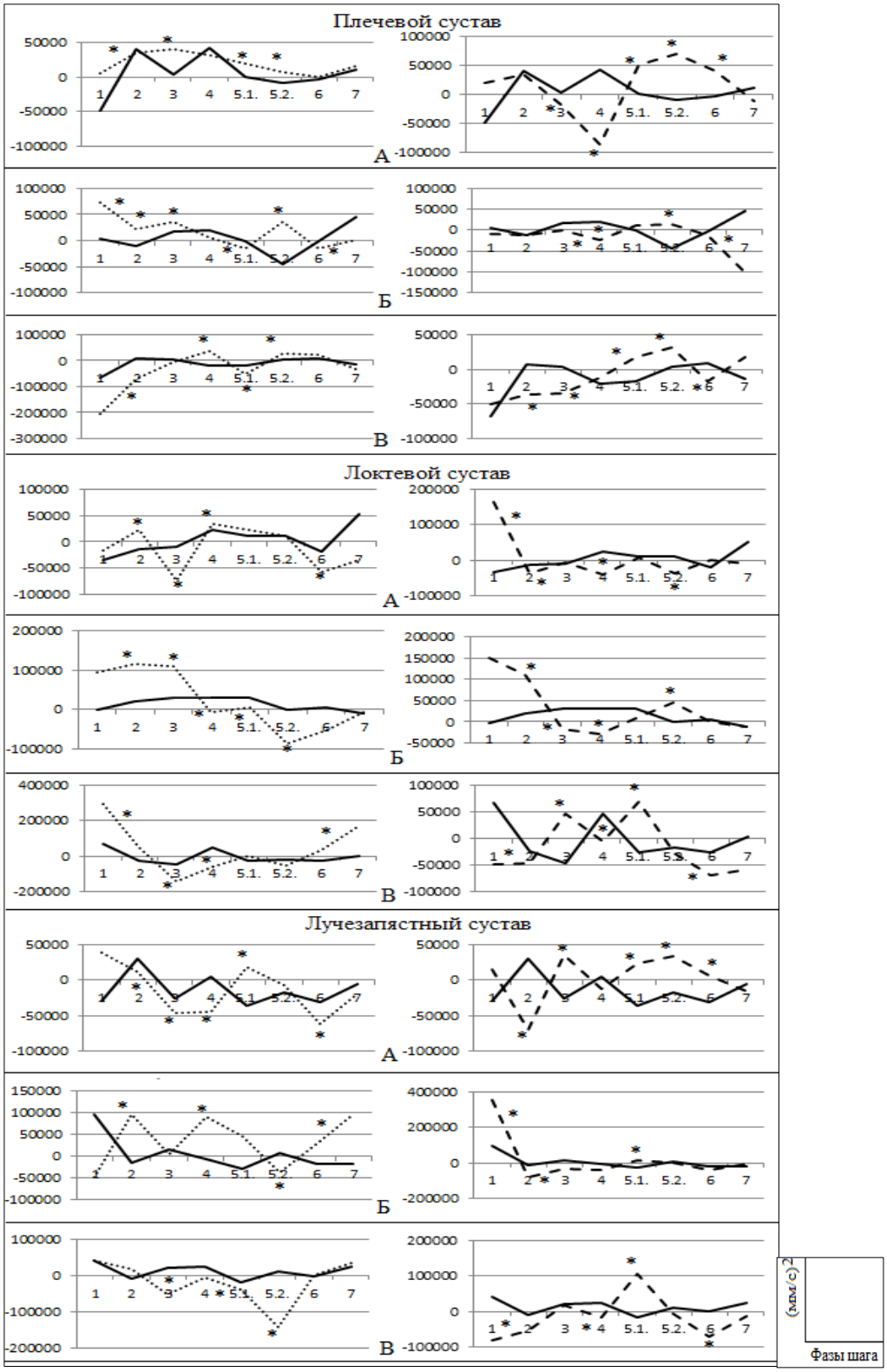


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.17 – Значения ускорения движения суставов нижних конечностей в горизонтальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.18 – Значения ускорения движения суставов верхних конечностей в горизонтальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ——— Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В - спуск

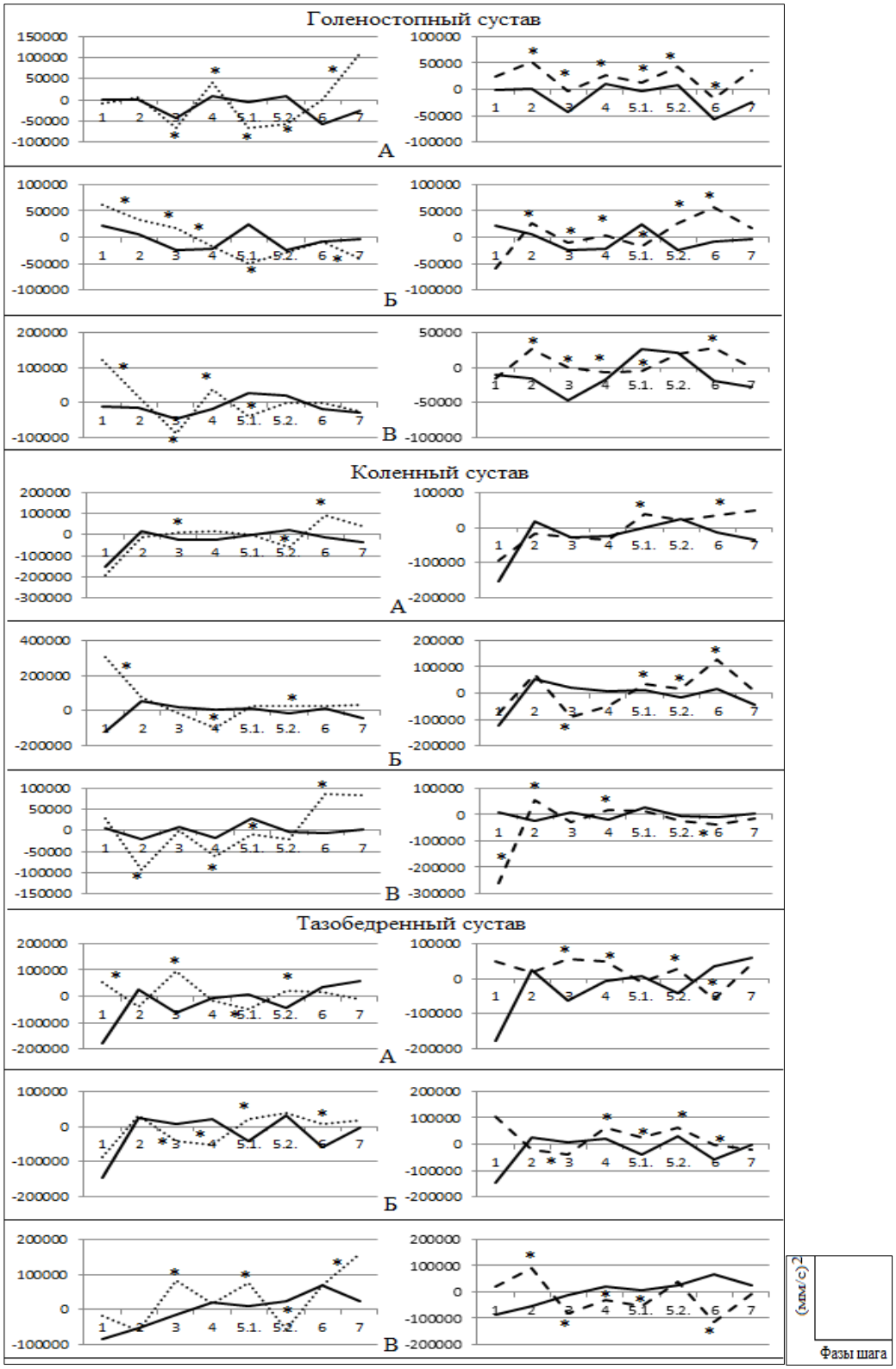
Исследование ускорения движений суставов в вертикальной плоскости при ходьбе показало, что у детей с ОВЗ (ходьба самостоятельно) в голеностопном суставе ускорение на всем протяжении шага находятся в области положительных значений (Рисунок 3.19).

Преобладают высокие значения в фазу отталкивания (27442,43 мм/с²) ($p<0,05$) и фазу амортизации (56412,51 мм/с²) ($p<0,05$) локомоторного цикла. В основной группе (ходьба с поддержкой) преобладают низкие величины ускорения в фазе переката стопы (-50643,43 мм/с²) ($p<0,05$). При изучении динамики ускорения движения коленного сустава в вертикальной плоскости в основной группе (ходьба самостоятельно) отмечалось его возрастание в фазе переноса ноги (69891,54 мм/с²) ($p<0,05$) и снижение в фазе амортизации (-90361,23 мм/с²) ($p<0,05$), а затем резкий рост в фазе отталкивания (123261,12 мм/с²) ($p<0,05$). Данные свидетельствуют о том, что дети передвигающиеся самостоятельно, быстрее перемещают ОЦТ для того чтобы не упасть, тем самым возрастает фаза отталкивания (Рисунок 3.19).

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. Тем самым компенсируется увеличение раскачивания туловища (Рисунок 3.19).

В ускорениях суставов верхних конечностей, в вертикальной плоскости при ходьбе достоверных различий между группами в течение цикла выявлено не было. Однако стоит отметить, что в вертикальной плоскости ускорение плечевого сустава в основной группе (ходьба с поддержкой) имело максимум в фазе переноса ноги. (Рисунок 3.20).

Основная группа (ходьба самостоятельно) динамика ускорения преимущественно находятся в отрицательных значениях в вертикальной плоскости. Имея экстремум значения в фазе переката стопы.

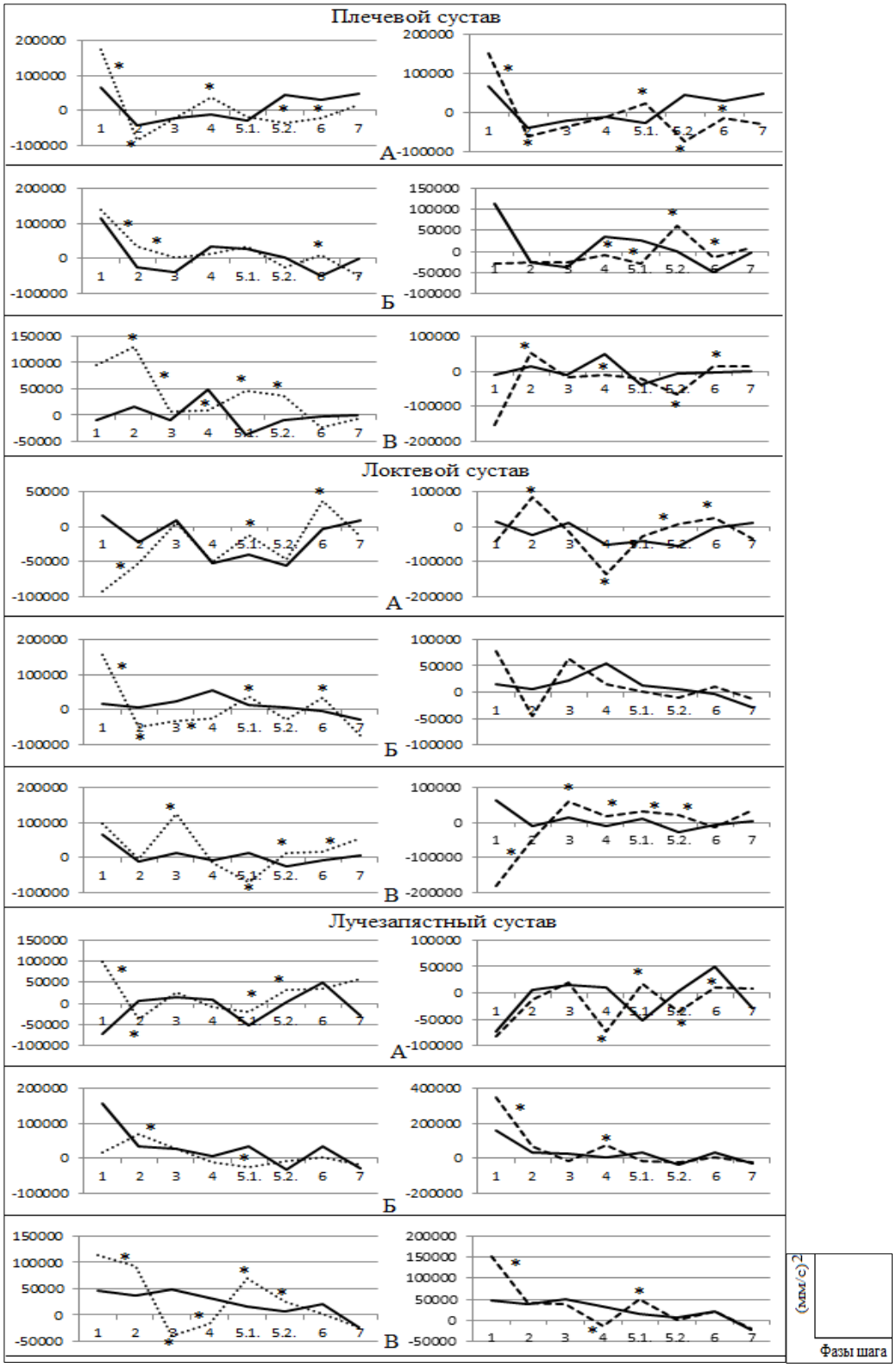


* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.19 – Значения ускорения движения суставов нижних конечностей в вертикальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.20 – Значения ускорения движения суставов верхних конечностей в вертикальной плоскости при ходьбе:

..... Основная группа ходьба с поддержкой -------Основная группа ходьба самостоятельно ▬▬▬ Контрольная группа

А - в подъем, Б – горизонтальная поверхность, В – спуск

Ускорение локомоции локтевого сустава в основной группе (ходьба самостоятельно) при движении в подъем и по ровной поверхности кинематические кривые симметричные, в амортизационной фазе. Причем значения ускорения в течение всего цикла ходьбы в контрольной группе были достоверно ниже, чем у детей основных групп (Рисунок 3.20).

Кроме того, в вертикальной плоскости у детей основных групп наблюдались колебание движения запястья кинематической кривой в течение всего цикла ходьбы, имея экстремум значения в фазе переката стопы и отталкивания. Можно предполагать, что при ходьбе у детей с ОВЗ происходит одновременное повышение активности мышц - разгибателей и сгибателей. Данная особенность выступает не как эпизодическое явление, а как основная особенность управления локомоцией, и является одновременно важным компенсаторным механизмом.

3.2. Анализ биомеханики работы стопы при выполнении прыжков

Исследования проводились с помощью тензоплатформы. Это многокомпонентная силовая платформа с алюминиевой защитной панелью для измерения сил реакции опоры, момента и центра давления в прыжке и анализа координации.

В результате исследования были получены данные о биомеханических показателях **основы прыжка вверх на тензоплатформу** у детей с ОВЗ (Таблица 3.1), **основы прыжка на тензоплатформу** у детей с ОВЗ (Таблица 3.2) и **основы прыжка с тензоплатформы** у детей с ОВЗ (Таблица 3.3).

Особенностями фазы отталкивания (Таблица 3.1) у детей основной группы является наличие постоянного начального угла в суставах, следовательно, фаза активного отталкивания у них более интенсивная. Что подтверждают данные исследования силы - при отталкивании минимальное значение вертикальной силы Fz в основной группе значительно выше

(2,52±1,4 Н) ($p<0,05$), чем в контрольной группе (-0,5±0,1 Н). Значение горизонтальной составляющей силы, направленной в сторону движения в фазе приземления Fx было гораздо выше в контрольной группе. Так же составляющая силы, направлена в боковые стороны (Fy) в 2,5 раза выше в контроле, чем в основной группе.

Таким образом, при прыжке в фазе приземления горизонтальные составляющие силы в основной группе достоверно меньше. Так как нарушена координация движения при приземлении, наличие непроизвольной локомоции, синкинезии и т.п.

Максимальное значение вертикальной составляющей силы Fz в основной группе было ниже (806,4±4,24 Н) ($p<0,05$), чем в контроле. Так как на движение подвижных звеньев воздействуют тормозящие силы тяжести и инерции других звеньев, силы сопротивления мышц-антагонистов, а также воздействия гипертонуса на мышцы нижних конечностей. Значение горизонтальной составляющей, направленное в сторону движения в фазе приземления Fx не отличалось от контрольной группы (43,9±2,03Н).

А горизонтальная составляющая, направлена в боковые стороны (Fy) была выше в основной группе (40,69±0,85 Н) ($p<0,05$), так как проекции ОЦТ и нагрузки на ноги при приземлении не симметричны за счет контрактур и спастики мышц (Таблица 3.1). Отсутствует фаза амортизации в основной группе, таким образом, затраченное время для минимального усилия значительно меньше, чем в контрольной группе. По данным ЭМГ мышц нижних конечностей, активность мышц в основной группе значительно превышает активность мышц контрольной группы, таким образом, затраченное время для максимального усилия также достоверно меньше, чем в контроле.

Таблица 3.1 – Характеристики взаимодействия с опорой при выполнении прыжка вверх на тензоплатформу

Параметры / Система координат	Минимальное значение (min)		Максимальное значение (max)		Время I (min)		Время II (max)	
	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа
F x	-100,98±1,17 Н	175,45±2,2* Н	43,90±2,03 Н	37,70±1,3* Н	0,95"±0,08 Н	0,68"±0,11* Н	1,09"±0,15 Н	0,89"±0,14* Н
F y	35,04±1,15 Н	90,00±2,6* Н	33,92±1,19 Н	40,69±0,85* Н	0,94"±0,09 Н	0,74"±0,12* Н	0,96"±0,09 Н	0,68"±0,11* Н
F z	-0,50±0,1 Н	2,52±1,4* Н	880,05±2,3 Н	806,44±4,24* Н	0,55"±0,17 Н	0,40"±0,15* Н	0,93"±0,09 Н	0,67"±0,11* Н

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

81

Таблица 3.2 – Характеристики взаимодействия с опорой при выполнении прыжка на тензоплатформу

Параметры / Система координат	Минимальное значение (min)		Максимальное значение (max)		Время I (min)		Время II (max)	
	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа
F x	-89,82±1,17 Н	118,95±1,52* Н	91,90±1,19 Н	70,50±2,67* Н	1,42"±0,06 Н	0,87"±0,07* Н	1,51"±0,08 Н	1,70"±0,14 * Н
F y	68,40±2,67 Н	-60,50±2,3* Н	43,04±1,37 Н	56,30±2,42* Н	1,36"±0,06 Н	1,85"±0,07* Н	1,37"±0,07 Н	1,82"±0,07 * Н
F z	153,71±1,46 Н	-178,63±3,64* Н	674,80±3,58 Н	768,90±3,99 * Н	1,26"±0,1 Н	1,66"±0,08* Н	1,34"±0,06 Н	1,85"±0,07 * Н

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

82

По результатам исследования можно сделать вывод, что дети с ОВЗ прикладывают большее усилие при выполнении прыжка вверх, однако максимальное значение силы прыжка в контрольной группе достоверно выше, причем в основной группе наблюдается увеличение давления на опору в боковом направлении по оси Fy.

При исследовании временных показателей было выявлено, что основная группа в начальной фазе прыжка реагируют быстрее, чем в контрольной группе.

В результате исследования были получены данные о биомеханических показателях **основы прыжка на тензоплатформу** у детей с ОВЗ (Таблица 3.2).

Минимальные значения вертикальной составляющей силы (Таблица 3.2) Fz в основной группе значительно ниже (-178,6±3,64Н) ($p<0,05$), чем в контроле. Так как воздействует тормозящие силы (тяжесть и инерция). Значения горизонтальной составляющей силы. направленной по ходу сторону движения (Fx) было достоверно ниже (118,95±1,52Н) ($p<0,05$), чем в контрольной группе (89,82±1,17Н) т.к. у детей контрольной группы создаются предпосылки к более быстрому сокращению мышц в облегчённом режиме работы, что для основной группы не характерно. Составляющая силы, направленная в боковые стороны Fy, была выше у детей основной группы (-60,50±2,3Н) ($p<0,05$). в связи с тем, что в контрольной группе после фазы полёта быстро восстанавливается правильное положение ОЦТ (Таблица 3.2). Что для основной группы не характерно т.к. ОЦТ находится за пределами границы нормы.

Максимальное значение вертикальной составляющей силы Fz в основной группе значительно выше (768,90±3,99Н) ($p<0,05$), т.к. на фоне спастики, синкинезии дети используют больше энергии для отталкивания и обеспечения фазы полета. Максимальное значения горизонтальной составляющей силы, направленной в сторону движения Fx, в основной

группе было значительно меньше, т.к. у детей с ОВЗ ниже скорость сокращения икроножных мышц (Таблица 3.2).

Время выполнения усилия по оси Fz в основной группе значительно выше (1,66"±0,08) ($p<0,05$), чем в контрольной (1,26"±0,1) т.к. происходит влияние непроизвольных локомоции, так и то, как они координируют движения в фазе полета (Таблица 3.2).

Время горизонтального усилия в сторону локомоции в основной группе так же значительно выше (1,85"±0,07) ($p<0,05$), чем в контрольной группе (1,34"±0,06). В связи с тем, что в основной группе замедляется фаза активного отталкивания, по этому времени затрачено больше (Таблица 3.2).

По результатам исследования можно сделать вывод. При выполнении прыжка на тензоплатформу основной группы было выявлено увеличение силовых показателей по вертикальной оси Fz, что связанно с привлечением дополнительных компенсаторных механизмов, обеспечивающих устойчивость при приземлении. При исследовании временных показателей было выявлено, что дети основной группы медленнее достигают максимума силового воздействия на платформу, при этом быстрее развивают минимальное усилие.

В результате исследования были получены данные о биомеханических показателях **основы прыжка с тензоплатформы** у детей с ОВЗ (Таблица 3.3).

Минимальные значения силы по оси Fx в сторону движения в основной группе было значительно выше (-19,23±1,23Н) ($p<0,05$), чем в контроле Это можно связать с тем, что у детей с ОВЗ изменена поза стояния, что связано со смещением ОЦТ. По оси Fy достоверных различий между группами не было. Минимальное значение вертикальной силы Fz было достоверней ниже (-169,71±3,17Н) ($p<0,05$) в основной группе, чем в контрольной (-151,88±1,99Н). В связи с тем, что в основной группе нарушена двигательная функция в коленных суставах (контрактур) (Таблица 3.3).

В механизме отталкивания большую роль играет реакция опоры, которая уравновешивает действия внутренних сил (силы мышц). В основной группе реакция опоры имеет ряд особенностей, связанных с ограничением подвижности, в результате чего величина усилия, прилагаемого по оси движения (Fx) значительно больше, чем в контроле. В связи с преобладанием спастики мышц, которая ведет к частичной атаксии в боковые стороны и к изменению границ норм ОЦТ, таким образом, дети основной группы затрачивают больше силы.

При исследовании минимальных усилий по осям Fy и Fx достоверных различий между группами выявлено не было. В вертикальном направлении минимальная величина силы при выполнении прыжка в основной группе была значительно выше, т.к. увеличена фаза опоры на носок.

По результатам исследования можно сделать вывод, что в основной группе при выполнении прыжка с платформы в начальной фазе происходит увеличение давления на опору в вертикальном направлении по оси Fz. При отталкивании от платформы повышается давления на опору в горизонтальном и боковом направлении и уменьшение давления в вертикальном направление по оси Fz.

Кроме того, детям с ОВЗ требуется больше времени для выполнения начальной фазы прыжка, по сравнению с контрольной группой. Таким образом, детям с ОВЗ нужно уделять больше внимания на развитие координационных способностей, снятие гипертонуса мышц, при применении физических упражнений делать акцент на растяжку, повышать силовые качества нижних конечностей. Такой подход позволит повысить уровень их двигательной адаптации.

Таблица 3.3 – Характеристики взаимодействия с опорой при выполнении прыжка с тензоплатформы

Параметры / Система координат	Минимальное значение (min)		Максимальное значение (max)		Время I (min)		Время II (max)	
	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа
F x	-68,22±1,09 Н	-19,23±1,23* Н	12,66±1,27 Н	35,84±2,79* Н	1,42"±0,1 Н	1,38"±0,19* Н	1,25"±0,2 Н	1,23"±0,21* Н
F y	-16,86±0,98 Н	-19,86±0,7* Н	10,94±0,3 Н	14,3±0,85* Н	1,16"±0,08 Н	1,12"±0,2* Н	1,31"±0,12 Н	1,39"±0,2* Н
F z	-151,88±1,99 Н	-169,71±3,17* Н	242,04±3 Н	193,23±2,36* Н	1,76"±0,12 Н	1,94"±0,14* Н	1,38"±0,1 Н	1,41"±0,14* Н

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

86

3.3. Анализ биоэлектрической активности мышц спины и нижних конечностей

Оценка биоэлектрической активности мышц проводилась при помощи компьютерного электронейромиогрофа «Нейро-МВП-4». Электроды накладывались на следующие мышцы (справа и слева): икроножная мышца (медиальная головка); латеральная широкая мышца бедра; двуглавая мышца бедра; прямая мышца спины (Рисунок 3.21 – 3.22).

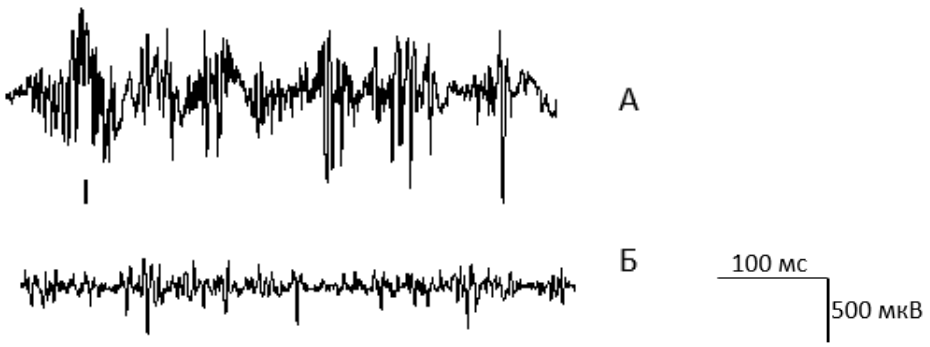


Рисунок 3.21 – Электромиограмма икроножной мышцы (справа) при ходьбе у ребенка основной (А) и контрольной (Б) группы.

Рисунок 3.22 – Электрическая активность мышц передней (1) и задней (2) поверхности бедра справа при ходьбе у детей основной (А) и контрольной (Б) групп.

В (Таблице 3.4 – 3.7) приведены сравнительные показатели интерференционной ЭМГ тестируемых мышц детей с ОВЗ, (передвигающихся самостоятельно и с поддержкой).

Из (Таблицы 3.4 – 3.7) видно, что показатели 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 мы наблюдаем снижение максимальной амплитуды осцилляций (2825±389 мкВ) ($p<0,05$) слева и справа (3636±567 мкВ) ($p<0,05$) и увеличение средней амплитуды осцилляций (844±164 мкВ) ($p<0,05$) слева и справа (869±150 мкВ) ($p<0,05$). Суммарная амплитуда так же несколько выше в основной группе (268±44мВ/с) ($p<0,05$) слева и справа (267±44мВ/с) ($p<0,05$), тогда как частота осцилляций заметно ниже (652±98 Гц) ($p<0,05$) с обеих сторон (285±40 Гц) ($p<0,05$). В итоге мы наблюдаем существенный прирост амплитудно-частотного показателя (20±3,5мкВ×с) ($p<0,05$) слева и справа (77,3±15мкВ×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. (Таблицы 3.4).

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±3,3мкВ×с - слева) ($p<0,05$) относительно контрольной группы (54,±7,4мкВ×с - слева) в сочетании с возрастанием амплитуды (10610±887мкВ - слева) ($p<0,05$) в основной группе (ходьба самостоятельно) в сравнении с контролем (5367±612мкВ - слева) (Таблицы 3.5).

Со стороны двуглавой мышцы бедра (задняя группа мышц) частота ЭМГ несколько снижалась в основных группах (4,9±0,2мкВ×с - ходьба с поддержкой) ($p<0,05$), (79,3±7,1мкВ×с - ходьба самостоятельно) ($p<0,05$) относительно контрольной группы (210,9±25мкВ×с) (Таблицы 3.6).

Таблица 3.4 – Параметры биоэлектрической активности икроножных мышц (медиальной головки) у детей с ОВЗ перемещающихся самостоятельно, с опорой и у контрольной группы при ходьбе

Параметры / МЫШЦЫ		Макс.ампл.,мкВ			Средн. ампл.,мкВ			Сумм. ампл.,мВ/с			Средн. част.,1/с			Ампл./ част., мкВ×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	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 *	2825± 389*	10089± 977	184± 35*	844± 164*	405±57	863± 156*	268± 44*	195± 30	4725± 630*	652± 98*	1275± 100	3,7± 0,9*	20± 3,5*	8,5± 1,8
	Правая нога	10300 ±1115 *	3636±5 67*	7129± 913	447± 84*	869± 150*	238±32	1001± 200*	267± 51*	131± 25	2165± 380*	285± 40*	1254± 97	1,9± 0,5*	77,3± 15*	10,7± 2,1

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Таблица 3.5 – Параметры биоэлектрической активности широкой мышцы бедра (латеральная головка) у детей с ОВЗ перемещающихся самостоятельно, с опорой и у контрольной группы при ходьбе

Параметры / МЫШЦЫ		Макс.ампл.,мкВ			Средн. ампл.,мкВ			Сумм. ампл.,мВ/с			Средн. част.,1/с			Ампл./ част., мкВ×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	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа
Латеральная широкая мышца бедра	Левая нога	2176±402*	10610±887*	5367±612	173±28	899±145*	229±28	372±38	520±105*	175±41	4722±720*	1025±115*	2664±180	23,5±4,2*	18,9±3,3*	54,9±7,4
	Правая нога	4005±565	11314±1300*	3162±420	481±70	373±65	341±55	2584±352*	179±25	75±10	4482±490*	1412±230	1167±247	21,8±3,2*	9,6±1,1	6,8±0,9

90

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Таблица 3.6 – Параметры биоэлектрической активности двуглавой мышцы бедра у детей с ОВЗ перемещающихся самостоятельно, с опорой и у контрольной группы при ходьбе

Параметры / МЫШЦЫ		Макс.ампл.,мкВ			Средн. ампл.,мкВ			Сумм. ампл.,мВ/с			Средн. част.,1/с			Ампл./ част., мкВ×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	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа
Двуглавая мышца бедра	Левая нога	1205±120*	2258±370*	2824±355	348±42*	400±77	403±62	44±8*	101±15*	86±11,5	308±62*	634±79*	1112±135	4,9±0,2*	79,3±7,1*	210,9±25,0
	Правая нога	1205±190*	2949±370*	1964±220	348±45	343±40	336±42	44±7*	89±8,5*	11±1,9	308±48*	248±25*	47±4	4,9±0,75*	42,8±4,9*	23,8±2,9

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Таблица 3.7 – Параметры биоэлектрической активности прямых мышц спины у детей с ОВЗ перемещающихся самостоятельно, с опорой и у контрольной группы при ходьбе

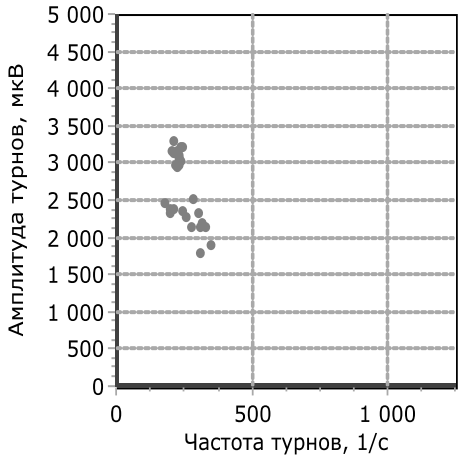
Параметры / МЫШЦЫ		Макс.ампл.,мкВ			Средн. ампл.,мкВ			Сумм. ампл.,мВ/с			Средн. част.,1/с			Ампл./ част., мкВ×с		
		Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа	Основная группа с опорой	Основная группа без опоры	Контрольная группа
Прямые мышцы спины	Слева	13002±1420*	9180±990*	5147±778	341±45	1347±175*	162±25	2767±310*	885±95*	230±27	6524±750*	1154±142*	4647±620	2,9±0,35*	10,3±1,5*	28,3±3,1
	Справа	5521±620	7362±750*	4687±510	175±20	1486±160*	227±25	570±69*	1751±190*	222±30	4011±420*	2237±255*	3026±340	2,5±0,3*	12,9±1,3*	36,7±4,1

* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

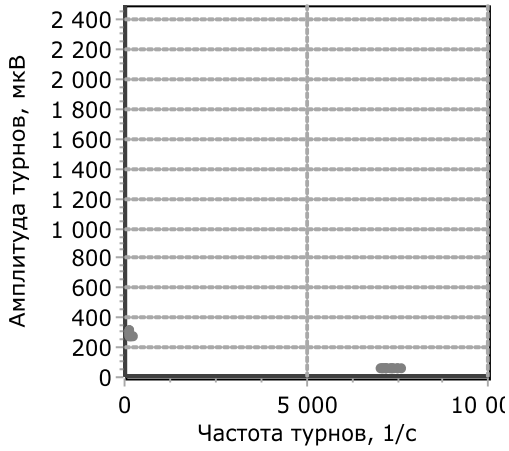
Характеристики биоэлектрической активности прямых мышц спины (Таблица 3.7) у детей с ОВЗ в значительной степени отличались от контрольной группы. В обеих группах детей с ОВЗ, мы наблюдаем увеличение максимальной (13002±1420мкВ – ходьба с поддержкой ($p<0,05$); 9180±990мкВ – ходьба самостоятельно ($p<0,05$)) и суммарной (570±69мВ/с – ходьба с поддержкой ($p<0,05$); 885±95мВ/с – ходьба самостоятельно ($p<0,05$)) амплитуды осцилляций. Средняя амплитуда была выше контрольных значений (227±25мкВ) только в группе детей, способных ходить самостоятельно (1347±175мкВ) ($p<0,05$). Средняя частота значительно снижалась в основной группе (ходьба самостоятельно) (1154±142 Гц) ($p<0,05$) и возрастала в основной группе детей (ходьба с поддержкой) (6524±750 Гц) ($p<0,05$). Амплитудно-частотный показатель снижался в обеих группах, но в группе перемещающихся самостоятельно – значительно в меньшей степени (Таблица 3.7).

Особенно наглядными оказались результаты турно-амплитудного анализа, представленные на (Рисунке 3.23-3.25). В контрольной группе точки турно-амплитудного анализа на всех группах мышц образуют «облако», занимающее положение центральнее и чуть ниже (визуально) относительно биссектрисы угла нулевой отметки.

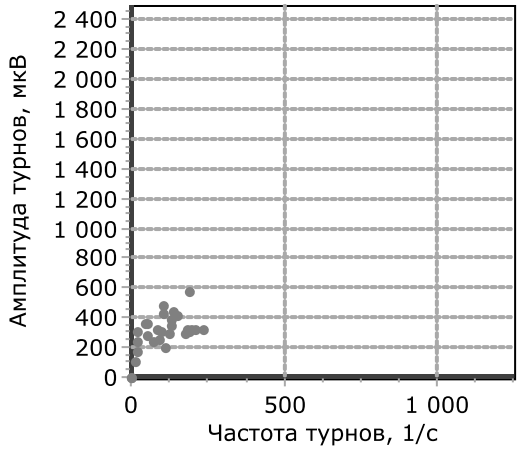
У детей с ОВЗ распределение распределение точек турно-амплитудного анализа икроножной мышцы значительно отличалось от контрольной (Рисунок 3.23). В основной группе, перемещающихся только с поддержкой «облако» смещалось горизонтально вправо, а у основной группы (ходьба самостоятельно) – вертикально вверх.



А



Б



В

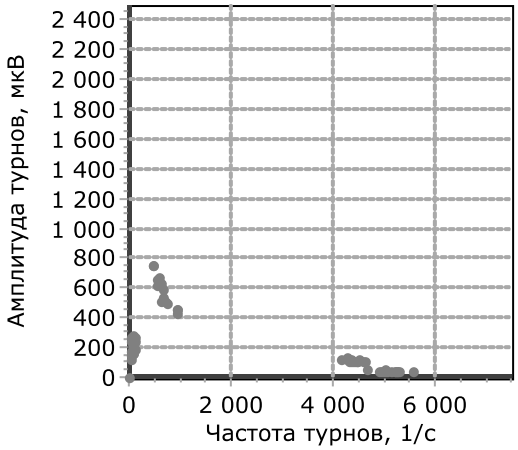
А – основная группа, ходьба самостоятельно, Б – основная группа, ходьба с поддержкой, В – контрольная группа

Рисунок 3.23 – Диаграммы турно-амплитудного анализа электромиограмм икроножной мышцы (медиальная головка)

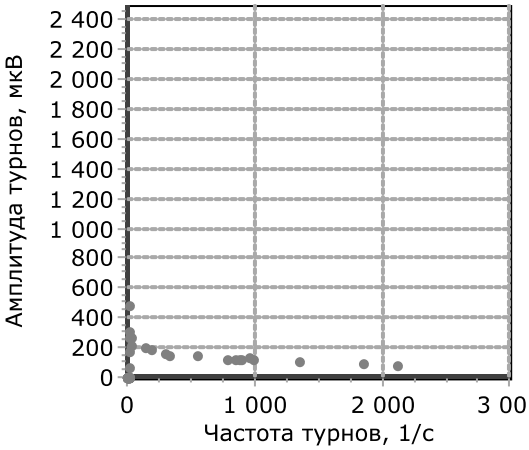
На латеральной широкой мышце бедра (Рисунок 3.24) «облако» размазывалось вправо, образуя ряд отдельных точек, в обеих основных группах детей.

ЭМГ прямых мышц спины характеризовалось значительным смещением «облака» горизонтально вправо в основной группе (ходьба с поддержкой). У детей, перемещающихся самостоятельно, формировалось два «облака» турнов, одно из которых смещалось вправо горизонтально, а второе – вправо и вверх.

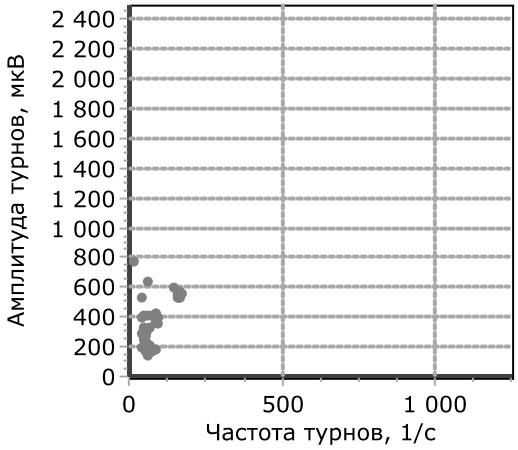
Таким образом, основными отличиями динамического стереотипа ходьбы у детей с ОВЗ, по данным электромиографического анализа, являются следующие:



А



Б

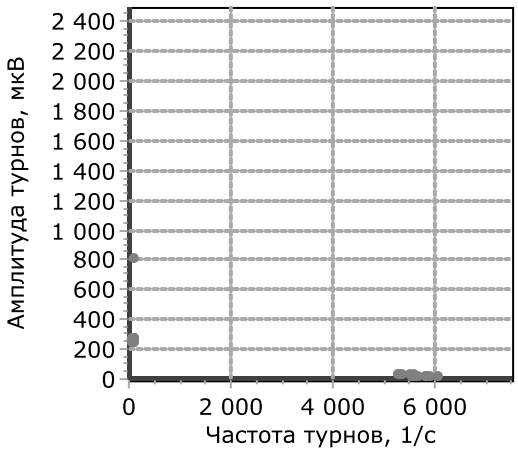


В

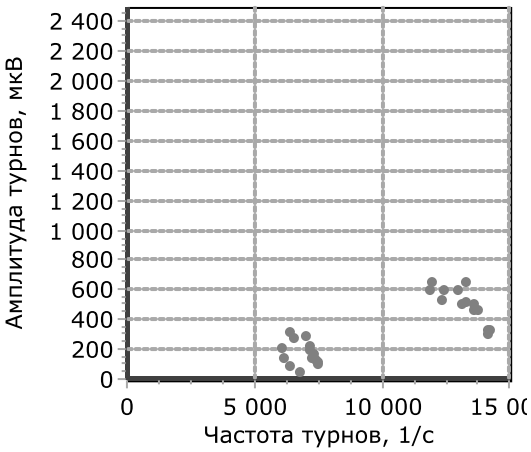
А – основная группа, ходьба с поддержкой, Б – основная группа, ходьба самостоятельно, В – контрольная группа

Рисунок 3.24 – Диаграммы турно-амплитудного анализа электромиограмм латеральной широкой мышцы бедра

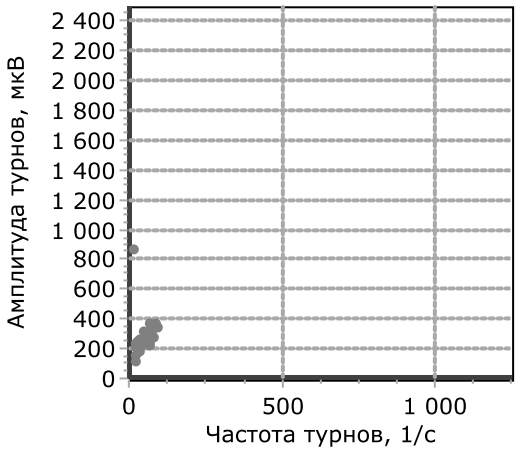
- наиболее значительные изменения в биоэлектрической активности икроножных мышц. При этом у детей, способных к самостоятельным локомоциям, мы наблюдаем явление гиперсинхронизации – значительное возрастание амплитуды осцилляций в сочетании со снижением частоты. «Облако» турнов смещается вверх, что свидетельствует о вовлечении центральных компенсаторных механизмов. В основной группе, (ходьба с поддержкой), синхронизация отсутствует – напротив, амплитуда осцилляций снижается, а частота значительно возрастает. «Облако» турнов смещается вправо, что свидетельствует о преобладании миогенных механизмов регуляции (Рисунок 3.23).в обеих основных группах наблюдается избыточная активность прямых мышц спины в сравнении с контрольной группой (Рисунок 3.25).



А



Б



В

А – основная группа, ходьба с поддержкой, Б – основная группа, ходьба самостоятельно, В – контрольная группа

Рисунок 3.25 – Диаграммы турно-амплитудного анализа электромиограмм прямой мышцы спины

При этом в основной группе (ходьба самостоятельно), мы наблюдаем явление синхронизации (снижение частоты при возрастании амплитуды и смещение одного из «облаков» турнов вверх). В основной группе детей (ходьба с поддержкой), избыточная активность данной группы мышц не сопровождалась синхронизацией (частота осцилляций увеличивалась), облако турнов смещалось горизонтально вправо (Рисунок 3.25).

- активность задней группы мышц бедра несколько снижалась в обеих группах детей основной группы, активность передней группы мышц бедра возрастала в обеих группах, при этом у детей основной группы (ходьба самостоятельно) – в большей степени (Рисунок 3.24).

Таким образом, 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 являются основным адаптационным механизмом в группе детей (ходьба самостоятельно). Можно предположить, что в упражнения, направленные на тренировку данных групп мышц, будут способствовать формированию адаптивного стереотипа и улучшению двигательной адаптации данной группы детей.

3.4. Показатели гемодинамики нижних конечностей при локомоторных нагрузках

Важным компонентом физиологической регуляции локомоция является их вегетативное обеспечение, осуществляемое системой кровообращения. Эффективность доставки к мышцам кислорода в необходимом количестве и удаления продуктов жизнедеятельности во многом определяют результат двигательных актов. Перестройка системы вегетативного обеспечения является важным элементом процессов адаптации к различным условиям, в том числе и к условиям двигательных расстройств, при заболеваниях опорно-двигательного аппарата. Причем перестройка этой системы происходит не линейно, в нее на разных этапах могут вовлекаться различные механизмы. Формирование навыков локомоций у детей с ОВЗ необходимо осуществлять с учетом функциональных резервов регионарного кровотока нижних конечностей.

Для оценки гемодинамических изменений нижних конечностей использовался реографический комплекс «Рео-Спектр-2» ООО «Нейрософт», оценивали реографический индекс (РИ), амплитудно-частотный показатель (АЧП), индексы быстрого (Vмакс) кровенаполнения, индекс медленного (Vср) кровенаполнения, диастолический индекс (ДИА), дикротический индекс (ДИК), показатель венозного оттока (ПВО). Реография нижних

конечностей проводилась до и после 10 минутной ходьбы на электрической беговой дорожке (скорость 1 км/ч).

В (Таблице 3.8 - 3.9) представлены результаты исследовании кровотока нижних конечностей у детей с ОВЗ и контрольной группы, в покое и после физической нагрузки.

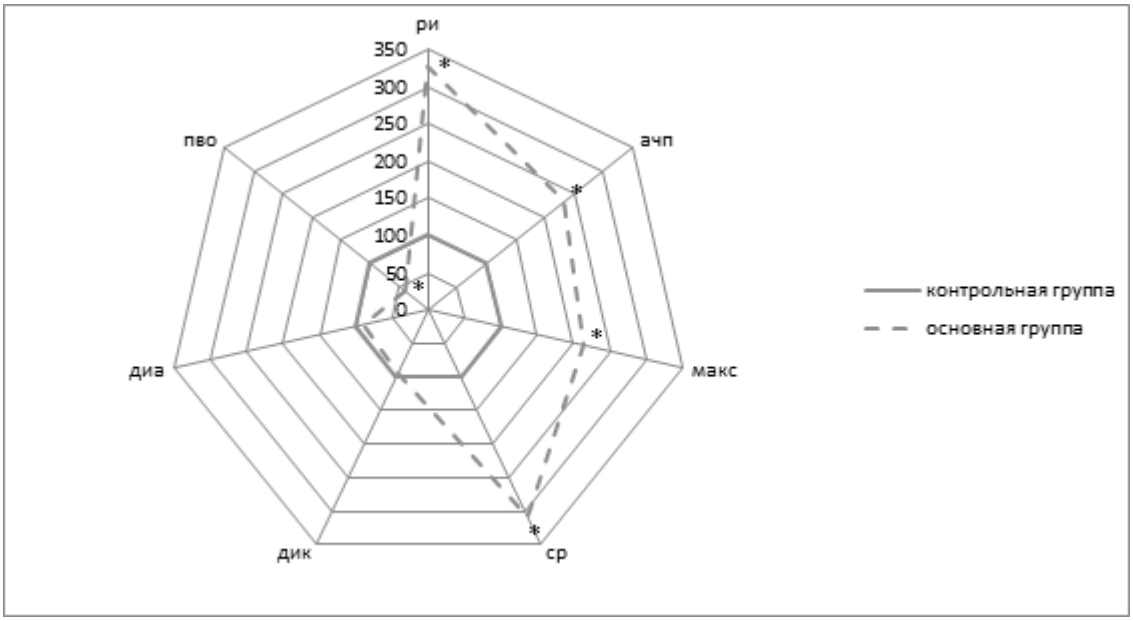
Показатели в контрольной группе в рисунках 3.26 и 3.38 приняты за 100%. Показатели гемодинамики в основной группе (ходьба с поддержкой) и основной группе (ходьба самостоятельно), результаты были схожи, было прийто решение, эти группы объединить.

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 голенях 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 (0,62±0,14) ($p<0,05$). Полученные результаты свидетельствуют, что у детей основной группы физическая нагрузка вызывает усиление пульсового кровенаполнения преимущественно в области бедер, тогда как в контрольной группе – в области голеней. Также стоит отметить, что в основной группе после локомоторной нагрузки кровенаполнение стремиться к одинаковым показателям между левым и правым бедром (Рисунок 3.26).

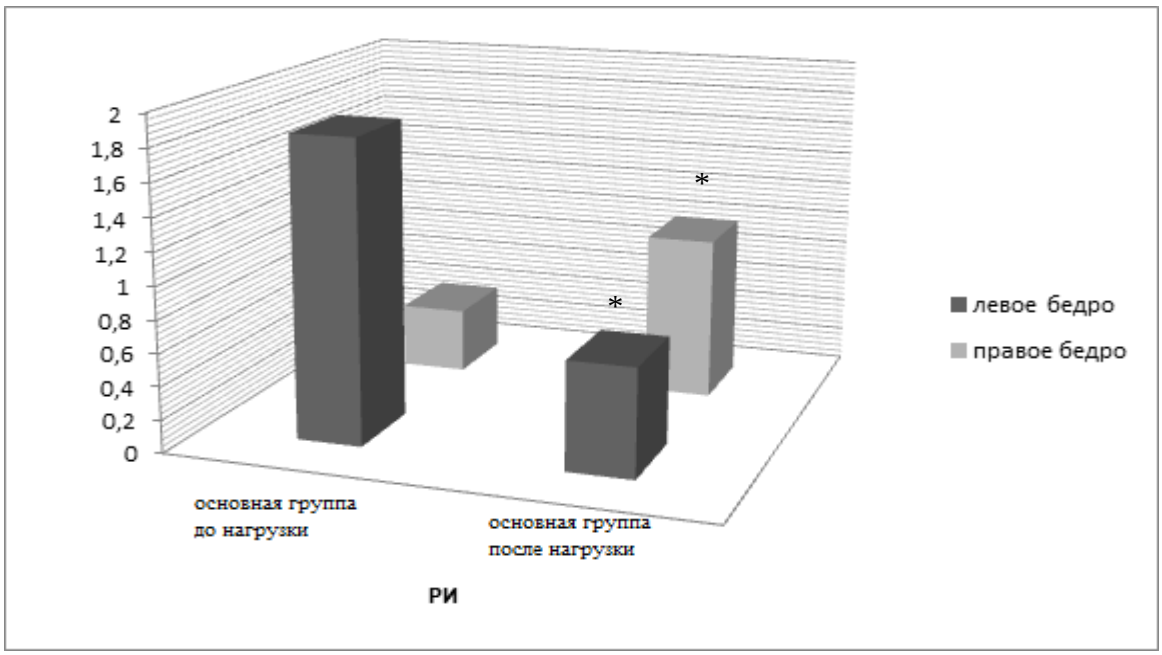
В состоянии покоя в основной группе величина АЧП слева (1,99±0,1) ($p<0,05$) в 2 раза превышает контрольные показатели, тогда как справа (0,5±0,02) ($p<0,05$) - меньше контроля в 1,5 раза (Рисунок 3.28). В голени по данному показателю различий между группами выявлено не было. После

локомоторной нагрузки в контрольной группе наблюдается снижение АЧП в бедрах, а голенях прирост, тогда как в основной группе величина АЧП в голенях слева (0,73±0,04) (p<0,05) и справа (0,94±0,07) (p<0,05) существенно снижалась в сравнении с контрольными показателями слева (1,05±0,07) и справа (2,31±0,12) соответственно.



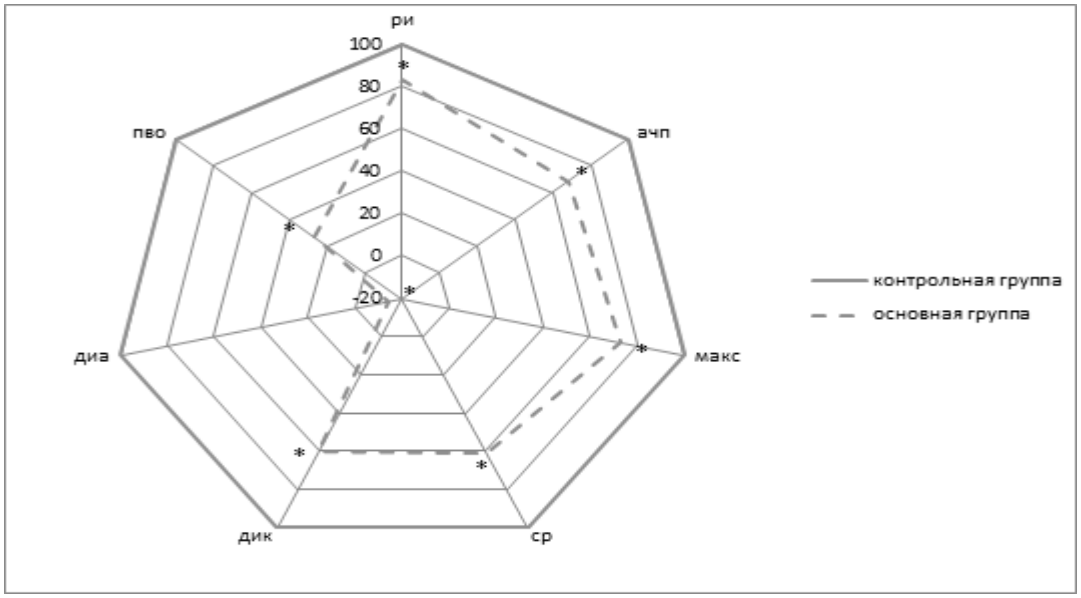
* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.26 – Показатели гемодинамики в левом бедре



* - достоверность изменений после нагрузки (p<0,05)

Рисунок 3.27 – Показатели гемодинамики - реографический индекс



* - достоверность различий с контрольной группой (p<0,05)

Рисунок 3.28 – Показатели гемодинамики в правом бедро

Таким образом, локомоторная нагрузка положительно влияет на детей с ОВЗ (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно), которая приводит к равновесию АЧП.

Индексы быстрого (Vмакс) кровенаполнения в покое в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) в левом бедре были (1,77±0,12 Ом/с) (p<0,05) выше в 2 раза, а справа, напротив, снижены (0,51±0,02 Ом/с) (p<0,05) в 1,5 раза в сравнении с контрольной группой слева (0,83±0,03 Ом/с) и справа (0,7±0,02 Ом/с) соответственно (Таблица 3.8). В сравнение левого и правого бедра основной группы индекс быстрого (Vмакс) кровенаполнения значительно повышено в левом бедре, чем в правом в 3 раза. В голенях достоверных различий выявлено не было.

После нагрузки Vмакс области бедер существенно возрастает в обеих группах (особенно справа), тогда как в голенях прирост регистрируется только в контрольной группе.

Индекс медленного (Vср) кровенаполнения в покое в основной группе (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) в левом бедре (1,27±0,11 Ом/с) (p<0,05) был повышен в 3 раза, а справа (0,24±0,01 Ом/с) (p<0,05) -

снижен в 1,5 раза в сравнении с контрольной группой (слева (0,41±0,02 Ом/с) и справа (0,39±0,02 Ом/с) соответственно) (Рисунок 3.25). В голени достоверных различий выявлено не было. После физической нагрузки индекс медленного (Vср) кровенаполнения в голени у детей основной группы (ходьба с поддержкой и ходьба самостоятельно) увеличивался незначительно, тогда, как в контрольной группе прирост был выраженным (особенно справа).

Периферическое сосудистое сопротивление (оцениваемое по 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 (Таблица 3.8 -3.9). 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) ($p<0,05$) (Таблица 3.8 -3.9).

Диастолический индекс и показатель венозного оттока 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) (Таблица 3.8 -3.9) .

Таблица 3.8 – Реографические показатели регионарного кровотока в нижних конечностях (бедро). ($\bar{X} \pm m$)

Показатели		РИ			АЧП			V макс; Ом/с			V ср; Ом/с			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	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*	1,84±0,09*	0,56±0,02	1,9±0,1*	1,99±0,1*	0,85±0,06	1,7±0,12*	1,77±0,12*	0,83±0,03	1,2±0,11*	1,27±0,11*	0,41±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*#	0,66±0,1*#	0,48±0,03	1±0,07*#	1,09±0,07*#	0,78±0,05#	0,5±0,03*#	0,58±0,03*#	0,75±0,02	0,3±0,02	0,34±0,02	0,4±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	0,48±0,05	0,55±0,02*	0,5±0,02*	0,73±0,02	0,5±0,02*	0,51±0,02*	0,7±0,02	0,2±0,01*	0,24±0,01*	0,39±0,02	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
	Правое после нагрузки	1,1±0,02*#	1±0,02*#	0,7±0,01#	1,6±0,08*#	1,7±0,08*#	1,06±0,09#	1,9±0,13*#	1,95±0,13*#	1,02±0,09#	0,82±0,04*	0,82±0,04*	0,56±0,02	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

102

* - достоверность различий между группами; # - достоверность изменений после нагрузки (p<0,05)

Таблица 3.9 – Реографические показатели регионарного кровотока в нижних конечностях (голень). ($\bar{X} \pm m$)

Показатели		РИ			АЧП			V макс; Ом/с			V ср; Ом/с			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	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
Голень	Левое до нагрузки	0,5±0,05	0,58±0,05	0,52±0,03	0,6±0,03	0,69±0,03	0,77±0,05	0,5±0,03	0,56±0,03	0,64±0,04	0,28±0,02*	0,28±0,02*	0,37±0,01	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*#	0,7±0,02#	0,7±0,04*	0,73±0,04*	1,05±0,07#	0,8±0,03#	0,83±0,03#	0,81±0,03	0,5±0,02	0,51±0,02	0,48±0,01#	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	0,44±0,03	0,5±0,03	0,58±0,03	0,7±0,02	0,6±0,04	0,68±0,04	0,66±0,02	0,3±0,03	0,32±0,03	0,38±0,02	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*	0,62±0,14*	1,09±0,05#	0,9±0,07*#	0,94±0,07*#	2,31±0,12#	0,7±0,05*	0,72±0,05*	2,93±0,11	0,4±0,03*	0,44±0,03*	1,83±0,12#	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#

* - достоверность различий между группами; # - достоверность изменений после нагрузки (p<0,05)

103

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 голеней 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) ($p<0,05$) (Таблица 3.8 -3.9).

Выявленные расстройства гемодинамики у детей основной группы, по всей вероятности, являются следствием снижения уровня двигательной активности (гипокинезии). При гипокинезии уменьшается потребность организма в кислороде и в выведении продуктов обмена, что приводит к снижению нагрузки на систему кровообращения. Для таких состояний характерно уменьшение объема циркулирующей крови, снижение скорости кровотока и перераспределение крови в пользу верхней половины тела. Нарушается капиллярный кровоток, изменяются стенки мелких сосудов. Развивается астенизация, наблюдаются вегетососудистые нарушения.

Полученные результаты свидетельствуют, что 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 сочетании со снижением венозного оттока.

После локомоторной нагрузки основной группы усиление пульсового кровенаполнения и объемного кровотока, а также скорости кровотока наблюдается преимущественно в области бедер, тогда как в контрольной группе – в области голеней. У детей с ОВЗ, так же значительно выражено затруднение венозного оттока на фоне локомоций (Рисунок 3.29).

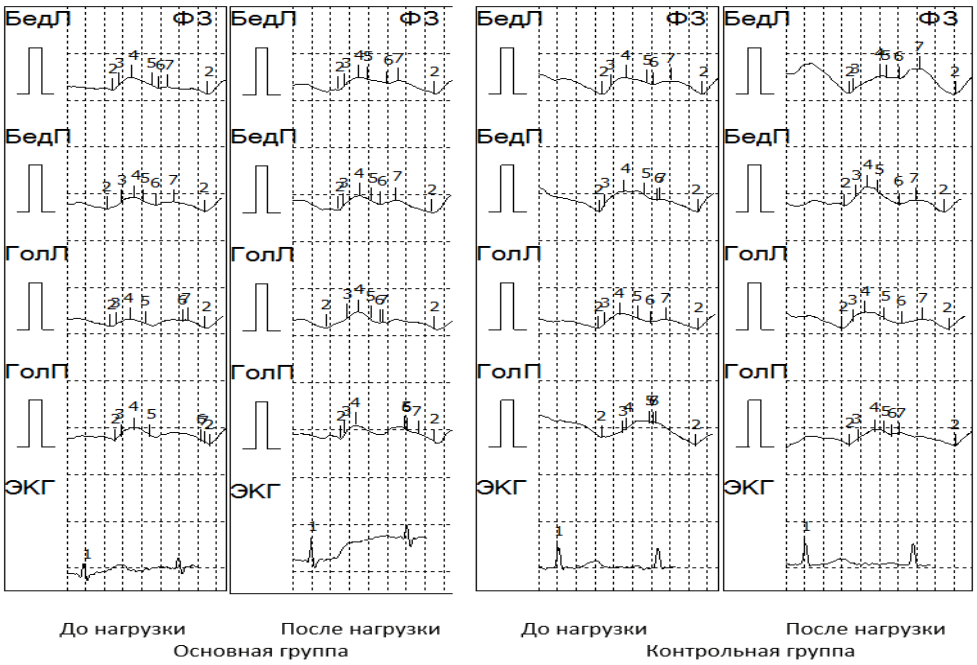


Рисунок 3.29 – Реовазограмма нижних конечностей у детей основной и контрольной групп до и после физической нагрузки.

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 голеней.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выделены основные отличия в построении динамического стереотипа ходьбы у детей с ОВЗ. Основными отличиями динамического стереотипа ходьбы у детей с ОВЗ, являются задержка перемещения ОЦТ вперед (оно происходит во второй половину 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.

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 (Рисунок 3.30).

Основными отличиями динамического стереотипа ходьбы у детей с ОВЗ, по данным электромиографического анализа, являются следующие:

- наиболее значительные изменения в биоэлектрической активности икроножных мышц. При этом у детей, способных к самостоятельным локомоциям, мы наблюдаем 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.

- в обеих основных группах наблюдается избыточная активность прямых мышц спины в сравнении с контрольной группой. При этом у детей, способных ходить самостоятельно, мы наблюдаем 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.

- 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.

Таким образом, 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 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.

Дети, основной группы, прикладывают большее усилие при выполнении прыжка вверх, однако максимальное значение силы прыжка в контрольной группе достоверное выше, причем у детей с ОВЗ наблюдается увеличение давления на опору в боковом направлении по оси Fy.

При исследовании временных показателей было выявлено, что у детей с ОВЗ в начальной фазе прыжка реакция проходит быстрее, чем контрольной группы, применяя при этом максимальное усилие, но максимальная сила выполнения прыжка в основной группе меньше, чем в контрольной группе.

Полученные результаты свидетельствуют, что 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 сочетании со снижением венозного оттока. После локомоторной нагрузки в основной группе усиление

пульсового кровенаполнения и объемного кровотока, а также скорости кровотока наблюдается преимущественно в области бедер, тогда как в контрольной группе – в области голеней. 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 голеней.

На(Рисунке 3.30) представлена схема, отражающая структуру процесса двигательной адаптации детей с ОВЗ, составленную на основе теории функциональных систем. Исходным звеном обстановочной афферентации, обуславливающим потребность в адаптации, является ограничение подвижности, а основным фактором мотивации, конечной целью процесса адаптации – максимальное восстановление подвижности.

Мы выделили пять факторов ограничения подвижности у детей с ОВЗ, каждый из которых запускает один или несколько компенсаторных механизмов, на основе которых формируется новый двигательный стереотип.

Рисунок 3.30 – Факторы двигательной адаптации детей с ОВЗ, связанными с ограничениями подвижности

109

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.

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 в рамках теории функциональных систем и 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. По результатам проведенного исследования можно сделать следующие выводы:

1. Основными особенностями динамического стереотипа ходьбы у детей основной группы являются задержка перемещения центра тяжести вперед (оно происходит во второй половину шага) и дезорганизация движений нижних конечностей (особенно колена) в вертикальной плоскости - во второй половине шага совершается 2–3 колебательных движения колена вверх-вниз. Преобладающая сгибательно - приводящая позиция нижних конечностей на протяжении локомоторного цикла, связанная с ограничением движений в тазобедренном суставе, компенсируется увеличением раскачиваний туловища, ослаблением подвижности в уступающей фазе и значительным усилением в преодолевающей.

2. Движения плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе у детей особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью, являются важным адаптационным механизмом – вертикальные перемещения плеча подстраиваются под движения общего центра тяжести, оставаясь в противофазе к последним. Происходит

рассогласование движений локтя и запястья – они так же перемещаются в противофазе, шаг начинается с движения локтя назад, а запястья – вперед.

3. Динамический стереотип ходьбы у детей основной группы характеризуется преимущественным вовлечением в локомоции икроножных мышц и прямых мышц спины, при этом важным адаптационным механизмом являются центральные факторы гиперсинхронизации активности двигательных единиц. Одновременная активность мышц-разгибателей и сгибателей выступает не как эпизодическое явление, а как основная особенность управления локомоцией.

4. При выполнении прыжков у детей основной группы происходит увеличение давления на опору в боковом направлении в фазу отталкивания, им требуется больше времени для выполнения начальной фазы прыжка, что связанно с вовлечением дополнительных компенсаторных механизмов, обеспечивающих устойчивость при приземлении.

5. У детей основной группы сохранен функциональный резерв регионарного кровотока в проксимальных отделах нижних конечностей. На фоне локомоторных нагрузок наблюдается усиление пульсового кровенаполнение и увеличение скорости кровотока преимущественно в области бедер, тогда как вегетативное обеспечение дистальных отделов конечностей снижается, что сопровождается затруднением венозного оттока.

Результаты исследования должны стать основополагающими моментами в разработке различных восстановительных мероприятий при нарушениях и повреждениях опорно-двигательного аппарата, а также, на сохранение здоровья, социальную адаптацию в современных условиях, учитываться при всех видах реабилитационных занятий.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АЧП – амплитудно-частотный показатель;

ВОД – вегетативное обеспечение деятельности;»

ВОЗ – всемирная организация здравоохранения

ДИА – диастолический индекс;

ДИК – дикротический индекс;

ДЦП – детский церебральный паралич

ОВЗ – ограниченные возможности здоровья

ОЦМ - общий центр масс

ОЦТ – общий центр тяжести

ПВО – показатель венозного оттока;

РВГ – реовазография;

РИ – реографический индекс;

«ЧСС – частота сердечных сокращений;

ЭКГ – электрокардиограмма;

ЭМГ – электромиография;

V макс – максимальная скорость быстрого наполнения;

V ср – средняя скорость медленного наполнения.»

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ И ЛИТЕРАТУРЫ

1. Азаматова Н.С. Нейробиологический и онтогенетический подход в оценке риска формирования двигательных нарушений у детей первого года жизни перенёсших гипокси : автореф. дис. канд. мед. наук / Азаматова Н.С. – М., 2010. – 36с.

2. Алехина С.В. Психолого-педагогические исследования инклюзивного образования в практике подготовки магистрантов // Психологическая наука и образование. - 2015. – Т. 20. – № 3. – С. 70–78.

3. Алехина С.В. Принципы инклюзии в контексте развития современного образования // Психологическая наука и образование. - 2014. – № 1. – С. 5–16.

4. Алехина С.В. Подготовка педагогических кадров для инклюзивного образования // Педагогический журнал. - 2013. – № 1 (44). – С. 26–32.

5. Баранов А.А. Инвалидность детского населения России: Центр развития межсекторальных программ / А.А. Баранов, В.Ю. Альбицкий, Д.И. Зелинская, Р.Н. Терлецкая. – 2008. – 207 с

6. Баранов, А.А. Сокращение предотвратимых потерь здоровья детского населения – стратегия социальной педиатрии / А.А. Баранов, Т.В. Яковлева, В.Ю. Альбицкий [и др.] // Вопросы современной педиатрии. – 2008. – Т.7, №4. – С. 6-8.

7. Батышева Т. Т. Аналитический обзор состояния и совершенствования реабилитации детей с психоневрологической патологией / Т. Т. Батышева [и др.] // Детская и подростковая реабилитация. – 2012 . – N 2 . – С. 4-15.

8. Баранов В. А. Физическая культура : ценностно-гуманистическая основа качества жизни современного общества. Автореф. дис. докт. фил. наук / В.А. Баранов. М., 2010 – 43с.

9. 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. 58-60.

10. Бредихина Ю. П. Физиологические основы координации парных двигательных действий у спортсменов (на примере спортивных бальных танцев). Аавтореф. дис. канд. мед. наук. / Ю. П. Бредихина. Т., 2014 – 43с.

11. Буклекбаева Ш.А. Разработка и оценка эффективности реабилитационных мероприятий при различных формах детского церебрального паралича. Автореф. дис. докт. мед. наук / Ш.А. Буклекбаева. – Республика Казахстан, Алматы, 2010 – 39с.

12. Бруйков А.А. Влияние фиксационного массажа с онтогенетической гимнастикой на функциональные резервы организма детей с детским церебральным параличом. Автореф. дис. канд. мед. наук /А.А. Бруйков – М, 2012 – 24 с.

13. Верховцев А.Ю. Некоторые аспекты доступности высшего образования для учащихся с ограниченными возможностями жизнедеятельности // Вестник МГТУ, 2011. – Т. 14. – № 3. – С. 601–605.

14. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека / А.С. Витензон. – М.: Зеркало-М, 1998. – 271 с.

15. Витензон А.С. Изменения в структуре ходьбы больных детским церебральным параличом после операции Эггерса / А.С. Витензон А.М. Журавлев Н.В. Баскакова // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – Вып. 42. – М.: ЦНИИПП, - 1977. – С. 55–62.

16. Витензон Е.М. Миронов К.А. Петрушанская А.А. Скоблин // Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. – М.: ООО Зеркало, 1999. – С. 154–196.

17. Витензон А.С. Петрушанская К. А. // От естественного к искусственному управлению локомоцией. — М.: Научно-медицинская фирма МБН, 2003. — 448 с.

18. Витензон А.С. Структура ходьбы больных детским церебральным параличом и ее коррекция посредством фазовой электростимуляции мышц. — М.: Научно-медицинская фирма МБН, 2004. — 448 с.

19. Галкина Е. М. Социально – управленческая деятельность органов власти малых городов по реабилитации детей – инвалидов. Автореф. дис. канд. мед. наук / Е. М. Галкина. – М, 2009 – 27 с

20. Гехт Б.М. Меркулова Д.Н., Касаткина Л.Ф. и др. Клиника, диагностика и лечение демиелизирующих полиневрапатий / Б.М. Гехт, Д.Н. Меркулова, Л.Ф. Касаткина // Неврологический журнал. – М.: Медицина. - 1996. - № 1. - С.146–151.

21. Гриценко Г.П. Биомеханический комплекс для оценки ходьбы в норме и при нарушениях опорно-двигательного аппарата / Г.П. Гриценко, А.С. Витензон, Я.Л. Славуцкий, И.А. Сутченков // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – Вып. 94. – М.: ЦНИИПП, 1997. – С. 84–87.

22. Гурова М. Б. Электрофизиологические характеристики нервно-мышечной системы у спортсменов в тренировочном процессе различной направленности. Автореф. дис. канд. мед. наук / Гурова М. Б.. – М, 2012 – 27с

23. Давлетьярова К.В. Коршунов С.Д. Капилевич Л.В. Рогов А.В. Биомеханические характеристики ходьбы у больных с детским церебральным параличом // Теория и практика физической культуры, - 2015, №7, С.26-28.

24. Дмитриева Т.Б. Руководство по социальной психиатрии / Под ред. Т.Б. Дмитриевой, Б.С. Положего – 2-е изд., испр. и доп.. — М.: Медицинское информационное агентство, 2009. – 544 с.

25. Донников А.Е. Взаимосвязь переносимости физической нагрузки с показателями срочной адаптации иммунной системы. Автореф. дис. канд. мед. наук / А. Е. Донников. – М, 2009 – 27 с.

26. Доценко В.И. Функциональная программируемая электростимуляция мышц – ее роль в современной нейрореабилитации детей и взрослых // Физиотерапевт. – М., 2008. - № 2. - С. 8-10.

27. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Биомеханика // Учеб. для сред, и высш. учеб, заведений. — М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. — 672 с.

28. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Патологическая биомеханика // Биомеханика: учеб. для сред. и высш. учеб. заведений. – М.: Изд-во ВЛАДОС – ПРЕСС, 2003. – С. 591 – 628.

29. Дубровский В.И. Патологическая биомеханика // Биомеханика: 1. учебник для сред. и высш. учеб. заведений / В.И. Дубровский, В.Н. Федорова. – М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – С. 591–628.

30. Дьякова Е.Ю. Лечебная физическая культура как форма реализации учебного процесса по физическому воспитанию студентов / Е.Ю. Дьякова Л.В. Капилевич О.Х. Болтаева и др. // Теория и практика физ. культуры. – 2010. – № 10. – С. 62–63.

31. Журавлев А.М. Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе / А.М. Журавлев И.С. Перхурова К.А. Семенова А.С. Витензон. – Ереван: Айастан, 1986. – 230 с.

32. Иксанов Х.В. Сухова А.А. Старкова Т.Е. и др. Актуальные проблемы разработки индивидуальной программы реабилитации для детей-инвалидов в детском психоневрологическом бюро МСЭ Казани // Медико-социальная экспертиза и реабилитация. – М.: «Медицина», 2009. - №1. – С. 14-17.

33. Илларионова А.В. Капилевич Л.В. Особенности внутримышечной и межмышечной координации при дозировании усилий в

условиях неустойчивого равновесия // Теория и практика физической культуры, 2014, №12, С.44-46.

34. Капилевич Л.В. Гужов Ф.А. Бредихина Ю.П. Ильин А.А. Физиологическое обеспечение точности и координации движений в условиях неустойчивого равновесия и подвижной цели/ Л.В. Капилевич [и др.]// Теория и практика физической культуры, 2014, №12, С.22-24.

35. Капилевич Л.В. Физиологический контроль технической подготовленности спортсменов / Л.В. Капилевич // Теория и практика физ. культуры. – 2010. – № 11. – С. 12–15.

36. Капилевич Л.В. Физиологические методы контроля в спорт/ Учебное пособие // Л.В.Капилевич К.В. Давлетьярова Е.В. Кошельская. – Томск: Изд–во ТПУ, 2009. – 160 с

37. Касаткин Д.С. Патогенетическая терапия спастичности – //Журнал неврологии и психиатрии им. С.С.Корсакова. – М. 2008. – Т. 108, № 3. – С. 80-85.

38. Кашуба В.А. Компьютерная диагностика опорно-двигательной функции человека / В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко, Д.Н. Валиков // Физическое воспитание студентов творческих специальностей. – Харьков: ХХПИ, 2002. – № 1. – С. 11–16.

39. Корюкин В.И. Основы теории обработки эксперимента / В.И. Корюкин, Е.В. Корюкина. – Томск, 2000. – 60 с.

40. Коршунов С. Д. Особенности биоэлектрической активности мышц при ходьбе у больных с детским церебральным параличом / С.Д.Коршунов К.В.Давлетьярова Л.В. Капилевич // Теория и практика физической культуры, - 2015, №11, С.30-32.

41. Коршунов С.Д. Давлетьярова К. В. Капилевич Л. В. / Биомеханические характеристики ходьбы у детей с врожденными расстройствами локомоций // Вестник Томского государственного университета, - 2014, №10 (387), - С. 203-207.

42. Коршунов С. Д. Показатели гемодинамики нижних конечностей при локомоторных нагрузках у детей с особыми потребностям / Л.В. Капилевич К.В. Давлетьярова С.Д. Коршунов Н.А. Овчинникова // Теория и практика физической культуры, - 2016, №6 - С. 86-88.

43. Коршунов С. Д. Biomechanical Bases of Rehabilitation of Children with Cerebral Palsy / Давлетьярова К.В. Капилевич Л.В. Коршунов С.Д. // AIP Scitation – 2015 СОЕДИНЕННЫЕ ШТАТЫ № 1688 ISSN: 0094-243X.

44. Команцев В.Н. Методические основы клинической электронейромиографии / Руководство для врачей // В.Н. Команцев В.А. Заболотных. – СПб.: Лань, 2001. – 349 с.

45. Коновалов А.Б. Особенности лечебной физкультуры у детей младшего школьного возраста с патологией кранио-вертебральной области. Автореф. дис. канд. мед. наук / А.П. Коновалов, Томск: 2008. - 23 с.

46. Кошельская Е.В. Капилевич Л.В. Баженов В.Н. и др. Физиологические и биомеханические характеристики техники ударно-целевых действий футболистов // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. - 2012. Т. 153. № 2. С. 235-237.

47. Краева Л.С. Клинико-эпидемиологическая характеристика эпилепсий и эпилептических синдромов у детей и подростков Томской области. Автореф. дис. канд. мед. наук /Л.С. Краева, Иркутск, 2010-25с.

48. Кривощеков С. Г. Балиоз Н. В. Некипелова Н. В. Капилевич Л. В. Возрастные, гендерные и индивидуально-типологические особенности реагирования на острое гипоксическое воздействие / Физиология человека, 2014, том 40, № 6, с. 35-45.

49. Лильин Е.Т. Социальные проблемы роста детской инвалидности //Материалы II научно-практической междисциплинарной конференции с международным участием «Детский церебральный паралич и другие нарушения движения». – М, 2012 С-94.

50. Лукьянова И.Е. Научное обоснование современной реабилитационной помощи лицам с ограниченными возможностями. Автореф. дис. докт. мед. наук / И.Е. Лукьянова, М., 2009 – 50с.

51. Лучанинова В.Н. Эффективность реабилитации детей-инвалидов, страдающих детским церебральным параличом / В.Н. Лучанинова С.В. Осмоловский Т.И. Бурмисторорва// Фундаментальные исследования. -2011 №9 - с. 431-434.

52. Мартынова Е.А. К вопросу о внедрении инклюзии в образовательных организациях профессионального образования – проблемы кадрового обеспечения // Достижения вузовской науки, - 2015. – Вып. 16. – С. 27–32.

53. Матускова Т.А. Коррекция качества жизни больных с неврологическими проявлениями психосоматических расстройств. Автореф. дис. канд. мед. наук / Т.А. Матускова. – Смоленск, 2009. – 24 с.

54. Мельник Ю.В. Сравнительный анализ общего инклюзивного образования в странах Запада (Канада, США, Великобритания) и России. Автореф. дис. канд. пед. наук. / Ю.В Мельник - Пятигорск, 2012. – 24с.

55. Миловзорова М.С. Анатомия и физиология человека для хореографических училищ / М.С. Миловзорова. – «Медицина», 1992. – 216 с.

56. Монахов М. В. Качество жизни семей с детьми и его влияние на заболеваемость и инвалидизацию детей. Автореф. дис. канд. мед. наук/ М.В. Монахов М., 2010. – 26 с

57. Никитин С.Н. Теория автоматического регулирования - методологическая основа процесса оптимального управления двигательными действиями // Вестник Балтийского Федерального университета им. И. Канта. 2006. №5. С. 76-83.

58. Николаев С. Г. Практикум по клинической электромиографии / С. Г. Николаев. - 3-е изд., перераб. и доп.— Иваново: Ивановская государственная медицинская академия, - 2003. – 264 с.

59. Перхурова, И.С. Регуляция позы и ходьбы при детском церебральном параличе и некоторые способы коррекции // И.С. Перхурова, В.М. Лузинович, Е.Г. Сологубов. – М.: Книжная палата. – 1996. – 248 с.

60. Петрухин А.С. Ранние клинические признаки формирующегося детского церебрального паралича и их прогностическое значение / А.С. Петрухин [и др.] // Русский журнал детской неврологии. - 2008 – Т III – №4 – с. 29 – 32.

61. Петрушнская К.А. Витензон А.С. Восстановительное лечение больных детским церебральным параличом посредством электростимуляции мышц при ходьбе // Журнал неврологии и психиатрии. - 2009; №1, с. 27-34

62. Петрушанская К.А. Витензон А.С. Исследование структуры ходьбы больных детским церебральным параличом // Российский журнал биомеханики, - 2005, том 9, № 3:с. 56-69.

63. Потовская Е.С. Воспитание силовых способностей и выносливости у студенток / Е.С. Потовская, В.Г. Шилько // Теория и практика физ. культуры. – 2013. – № 4. – с. 20–23.

64. Потовская Е.С. Шилько В.Г. Воспитание силовых способностей и выносливости у студенток // Теория и практика физической культуры. - 2013. № 4. с. 20-23.

65. Прянишникова О.А. Спортивная электронейромиография / О.А. Прянишникова, Р.М. Городничев // Теория и практика физической культуры. - 2005. - № 9 - с. 6.-12.

66. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA / О.Ю. Реброва. – М.: Медиасфера, 2006. – 312 с

67. Реограф «Рео–Спектр»: руководство пользователя. – Таганрог: ЗАО «ОКБ» РИТМ, 2001. – 200 с.

68. Рогов А.В. Способ реабилитации детей с нарушением опорно-двигательного аппарата / А.В. Рогов // Детская и подростковая реабилитация. – М., 2008. – № 2 (11). – С. 47-49

69. Рогов А.В. Комплексная коррекция ограничений жизнедеятельности ребенка 13 лет с детским церебральным параличом / А. В. Рогов // Педиатрия. – 2010. – Том 89, № 4. – С. 146 – 147

70. Рогов А.В. Тренажёры в реабилитации больных детским церебральным параличом / А.В. Рогов // Вестник Башкирского государственного медицинского университета. – Уфа 2013. – №2. – с.3 – 10

71. Рогов А. В. Реабилитация больных детским церебральным параличом с применением тренажеров // Саратовский научно-медицинский журнал. 2013. –Т. 9, № 4. – с. 687– 691.

72. Рогов О. С. Методика физической реабилитации инвалидов со спастической формой детского церебрального паралича средствами иппотерапии. Автореф. дис. канд. мед. наук // О. С. Рогов. – М, 2009 – 27 с.

73. Сафронов А.А. Черемихин К.Ю. Губернаторова Е.В. и др. Возможности повышения эффективности реабилитации детей в санаторно-курортных условиях //Физиотерапевт. –М., 2008. – № 8. – с.17-18.

74. Сергеенко Е.Ю. Электроимпульсная высокотоновая терапия в восстановлении детей с ДЦП //Физиотерапия, бальнеология, реабилитация. – М.: Медицина, - 2008. – № 3. – С. 28-37.

75. Семёнова К.А. Восстановительное лечение детей с перинатальным поражением нервной системы и детским церебральным параличом. – М.: Закон и порядок, 2007. – 616 с.

76. Семёнова К.А. Левченкова В.Д. Особенности патогенетической терапии детского церебрального паралича, обусловленные характером патогенеза каждой из трёх стадий этого заболевания Социальные проблемы роста детской инвалидности //Материалы II научно-практической междисциплинарной конференции с международным участием «Детский

церебральный паралич и другие нарушения движения». – М, - 2012 С. 129–130.

77. Скромец А.П. Роль различных факторов риска в формировании детского церебрального паралича /А.П. Скромец, О.А. Орлова // Нейрохирургия и неврология детского возраста. –2011. – №2. С 9-13.

78. Солодков А. С. Сологуб Е. Б. Физиология спорта / Учебное пособие// СПбГАФК им. П. Ф. Лесгафта. СПб., - 2013. - 231 с.

79. Старшов А. М. Реография для профессионалов / Исследования сосудистой системы: пособие для врачей // А. М. Старшов. – М.: Познавательная книга, - 2003. – 80 с.

80. Стангвик Г. Политика интегрированного обучения в Норвегии. Интегрированное обучение: мировой опыт / Под ред. С. Пейла, К. Мейера и С. Хегарти. Лондон, 2006. - 83 с.

81. Умнов В.В. Комплексное ортопедо-нейрохирургическое лечение больных спастическими параличами. Автореф. дис. докт. мед. наук /В.В.Умнов – СПб, 2009 – 29 с.

82. Умнов В.В. Кенис В.М. Нейроортопедический подход к коррекции контрактур у больных спастическими параличами // Травматол. и ортопед. России. – 2009. - №1. – С. 47-52.

83. Хатькова С.У. Корсакова С.С. Применение ботулотоксина типа А (диспорт) в комплексной терапии пациентов с постинсультной спастичностью // ж-л неврологии и психиатрии им. – М., 2008. – Т . 108, № 3. – С. 80-85.

84. Шведовченко И.В. Петров В.Г. Янковский В.М.. Проведение реабилитационных мероприятий инвалидам после ампутации конечностей в условиях реабилитационного научно-практического центра // Медико-социальная экспертиза и реабилитация. – М., 2008. - №3. – С. 9-12.

85. Alcala-Barraza, S.R. Intranasal delivery of neurotrophic factors BDNF, CNTF, EPO, and NT-4 to the CNS / S.R. Alcala-Barraza, M.S. – 2002. – P. 171-173

86. Davlet'yarova K. V. et al., Teoriya i Praktika Fizicheskoy Kultury. 7, - 2015. - P. 26-28.

87. Dubrovskiy V. I. et al., Biomechanics,- 2003.- P. 591-628.

88. Diseases of the Nervous System in Childhood 3 Ed. / Ed J. Aicardi // Mac Keith Press, - 2009. – P. 922-932.

89. Dolgushina N.V., Makatsaria A.D. Complement activation in pregnant women with viral infections and antiphospholipid antibodies. VIth European Congress of Reproductive Immunology (Book of abstracts). M. – 2008.- P. 50-51

90. Feuser G. u. Meyer Heike: Integrativer Unterricht in der Grundschule – Ein Zwischenbericht. Solms-Oberbiel: Jarick Oberbiel Verlag, 1987.

91. Freeman, K. Predictors of retinochoroiditis in children with congenital toxoplasmosis / K. Freeman, H.K. Tan, A. Prusa, E. Petersen, W. Buffolano.

92. . Guth, V. Comparison pre- and post-operative electromyograms in children with cerebral palsy / V. Guth, F. Abbink, R. Reuken // Electromyography and Clinical Neurophysiology. – 1985. – Vol. 25, № 4. – P. 233– 243.

93. Gage, J.R. Gait analysis in cerebral palsy / J.R. Gage. – Mac-Keith Press, 1991.

94. Imms C. et al., Children with cerebral palsy participate: a review of the literature.11/30; 30(24), 1867–84 (2008).

95. Imms C. Children with cerebral palsy participate: a review of the literature // Disabil.Rehabil. – 2008. – Vol. 11/30;30(24).– P.1867–1884.

96. Inclusive Education in the Indian Context. Available [Электрон. ресурс]at:http://www.eenet.org.uk/resources/docs/inclusive_education_indian.php (дата обращения: 04.12.2015).

97. Kapilevich L.V., Koshel’skay E.V., Krivoshyokov S.G. Physiological Basis of the Improvement of Movement Accuracy on the Basis of Stabilographic

Training with Biological Feedback. Human Physiology. 2015, Vol. 41, No. 4. P.404–411.

98. Kascheeva T.K. Prenatal biochemical screening in Saint–Petersburg // Prenat. Diagn. – 2008. – Vol. 28. – P. 1-60.

99. Krivoshchekov S. G. et al., Fiziologiia cheloveka. 37(4), - 2005. - P. 135–140.

100. Krivoshchekov, S.G., Lushnikov, O.N. Psychophysiology of sports addiction (exercises addiction) // Fiziologiia cheloveka, - 2011. 37 (4). P. 135-140.

101. Lusardi, M.M. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Elsevier Corp. / M.M. Lusardi, C.C. Nielsen – 2007. – 904 P.

102. Lukban M.B., Rosales R.L., Dressier D. Effectiveness of botulinum toxin A for upper and lower limb spasticity in children with cerebral palsy: a summary of evidence / J Neural Transm., 2009 Mar; 116(3): 319-31

103. Lee, L.R. Hanson [et al.] // J. Drug Target. – 2010.- Vol.18, №3. – P. 179-190.

104. Marret S. Pathophysiology of cerebral palsy // S.Marret , C Vanhulle , A. Laquerriere. – Handb Clin Neurol. 2013. V. 111. P.169-176.

105. Malm, M. Cortina-Borja, R. Gilbert // Pediatrics. – 2008. – №121(5). – P. 1215-1222.

106. Park E.S., Rha D.W., Yoo J.K., Kim S.M., Chang W.H., Song S.H. Short-term effects of combined serial casting and botulinum to.xin injection for spastic equinus in ambulatory children with cerebral palsy // Yonsei Med J., 2010 Jul; 51(4): P.-579-84.

107. Petrushanskaya K. A. et al., Russian Journal of Biomechanics. 9, - 2009 - P. 56-69.

108. Perry, J. Gait analysis of the triceps surae in cerebral palsy / J. Perry, M.M. Hoffer, P. Giovan, D. Antonelli, R. Greenberg // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1974. – Vol. 56A, № 4. – P. 511–520.

109. Perry, J. Electromyography before and after surgery for hip deformity in children with cerebral palsy / J. Perry, M.M. Hoffer, D. Antonelli, J. Plut, G. Lewis, R. Greenberg // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1976. – Vol. 58A. – P. 201–208.

110. Perry, J. Preoperative and postoperative dynamic electromyography as an aid in planning tendon transfers in children with cerebral palsy / J. Perry, M.M. Hoffer // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1977. – Vol. 59A. – P. 531–537.

111. Perry, J. Gait analysis of normal and pathological function / J. Perry. – N-Y.: Slack Incorporated, 1992. – 524 p.

112. Rao LG (Ed). Perspectives on Special Education Neelkamal Publications Pvt. Ltd, Hyderabad, India, 2007.

113. Rao LG, Narayan J., Mani MNG. Status of education of children with disabilities. Secunderabad: National Institute for the Mentally Handicapped, 2005.

114. Sutherland, D.H. Clinical and electromyographic study of seven spastic children with internal rotation gait / D.H. Sutherland, L.J. Larsen, R.K. Ashley, J.N. Callander, P.M. James // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1969. – Vol. 51 A, № 6. – P. 1070–1082.

115. Sharma R., Indian J. of Physical Medicina and Rehabilitation. 12,- 2009 - P. 25-30.

116. Sharma, R. An Objective Approach for Assessment of Balance Disorders and Role of Visual Biofeedback Training in the Treatment of Balance Disorders//Indian J. of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001. V. 12. P. 25-28

117. Stone, R., Stone J. Atlas of Skeletal Muscles. 2nd Ed. USA; The McGraw Hill Companies, Inc, 1997. 456 p.

118. Sutherland, D.H. Rectus femoris release in selected patients with cerebral palsy: a preliminary report / D.H. Sutherland, L.J. Larsen // Developmental medicine and clinical neurology. – 1975. – Vol. 17. – P. 26 – 34.

119. Thousand J. Nevin A., & Fox W. Inservice training to support education of learners with severe handicaps in their localschools. Teacher Education and Special Education. 1987, № 10(1).

120. Woltering, H. Electromyographic investigations of gait in cerebral palsied children / H. Woltering, V. Guth, F. Abbink // Electromyography and Clinical Neurophysiology. – 1979. – Vol. 19, № 6. – P. 519–533.

121. Will M.C. Educating children with learning problems: a chared responsibility. Exceptional children. 1986; No 52

122. Yuan T.M., Yu H.M. Notch signaling: key role in intrauterine infection / inflammation, embryonic development, and white matter damage. //J. Neurosci. Res. – 2010. –88,3 – P 461–4688.

123. Алехина С.В. [Электрон. ресурс]. Вузы проверят на наличие условий обучения студентов-инвалидов // Образование. URL: http://www.eduhelp.info/page/vuzy-proverjat-na-nalichie-uslovij-obuchenija-studentov-invalidov (дата обращения: 04.12.2015).

124. Васильева Н.В. [Электрон. ресурс] О факторах, влияющих на доступность высшего образования для лиц с ограниченными возможностями // Международная научно-практическая социологическая конференция «Продолжая Грушина», М., 11–12 ноября 2010 г. URL: http://wciom.ru/fileadmin/file/nauka/grusha_ 2010/ekonomika/Vasileva.pdf (дата обращения: 04.03.2015).

125. Вложения в инклюзивное образование в вузе окупятся через пять лет [Электрон. ресурс] //РИАНовости. URL: http://ria.ru/ratings_analytics/20121106/778138450.html (дата обращения: 04.08.2015).

126. Инклюзия в российских вузах. [Электрон. ресурс] URL: http://www.istokaudio.com/special/articles_for_specialists_in_t/detail.php?id=2902 (дата обращения: 04.09.2015).

127. Мальцева Г.И. [Электрон. ресурс] Университетская корпоративная культура. URL: http://ecsocman.hse.ru/data/ 992/083/1217/95-103.pdf (дата обращения: 04.12.2015).

128. Матасов Ю.Т. Богданова А.А. [Электрон. ресурс] Тьюторское сопровождение в структуре инклюзивного образования // Специальное образование, 2012. – № 3 (27). – С. 64–72. URL: http://www.thetutor.ru (дата обращения: 04.12.2015).

129. Минобразования сделает вузы доступными для инвалидов [Электрон. ресурс] // Известия от 25 сентября 2012. URL: http://izvestia.ru/news/536087 (дата обращения: 04.12.2015).

130. Об образовании в Российской Федерации: федер. закон от 29.12.2012 № 273-ФЗ. [Электрон. ресурс] URL: https://portal.iv-edu.ru/dep/mouofurmn/furmn_mbdou4/commondocs/standart/01.pdf (дата обращения: 04.12.2015).

131. Ограниченные возможности или особые потребности [Электрон. ресурс] // URL: http://www.novayagazeta.ru/society/ 580.html (дата обращения: 04.09.2015).

132. Репрезентация инвалидов в массовой культуре [Электрон. ресурс]// DisLife. URL: http://dislife.ru/articles/view/15097 (дата обращения: 04.03.2016).