

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

На правах рукописи

Нагорнов Михаил Сергеевич

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИГАТЕЛЬНЫХ НАВЫКОВ
УДАРНЫХ ДЕЙСТВИЙ У ФУТБОЛИСТОВ С ОГРАНИЧЕННЫМИ
ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ

03.03.01 – Физиология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Научный руководитель
доктор медицинских наук, профессор
Леонид Владимирович Капилевич

Томск – 2019

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ	3
ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	12
1.1. Физиологические механизмы управления движениями спортсменов	12
1.2 Биомеханические и физиологические закономерности построения ударов по мячу в футболе	23
ГЛАВА 2. ОБЪЕКТ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	37
2.1. Объект исследования	37
2.2. Методы исследования	37
2.2.1 Биомеханический анализ движений	37
2.2.2. Компьютерная стабилография	40
2.2.3. Электромиография	45
2.2.4 Статистическая обработка материала	48
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ	50
3.1. Биомеханические характеристики ударных движений у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата	50
3.1.1. Удар средней частью подъема стопы	50
3.1.2. Удар внешней частью подъема стопы	53
3.1.3. Удар внутренней частью подъема стопы	57
3.2. Особенности поддержания равновесия при выполнении удара по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата	60
3.3. Характеристики координации и равновесия у футболистов с нарушениями опорно-двигательного аппарата	78
3.4. Влияние состояния кровоснабжения в вертебробазиллярном бассейне на величину равновесия у футболистов	88
3.5. Характеристики биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении удара по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата	96
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	103
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	112

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ

КФР – коэффициент функции равновесия;

ОВЗ – ограниченные возможности здоровья;

ОЦТ – общий центр тяжести;

ЦД – центр давления;

ЧСС – частота сердечных сокращений;

ЭКГ – электрокардиограмма;

ЭМГ – электромиография;

Мv – количество движения.

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Физиологические механизмы, осуществляющие регуляцию двигательной деятельности, определяют эффективность управления движениями при выполнении ударно-целевых действий. Следовательно, совершенствование процессов регуляции движений, от которых зависит эффективность ударов по мячу, является основой технической подготовки спортсменов с точки зрения физиологии [30,61].

В наше время высокие достижения в спортивной деятельности возможно получить только при соблюдении следующих важных факторов: объективный контроль функционального состояния организма спортсмена, индивидуальный учет физиологических закономерностей и механизмов управления двигательными действиями конкретного спортсмена [1,21,45]. Особенно актуальным соблюдением принципов, изложенных выше, становится важно, когда в спортивную деятельность привлекаются спортсмены с ограниченными возможностями здоровья [60,66].

Официально сегодня в России закреплен термин «Люди с ограниченными возможностями здоровья» (в частности, этот термин закреплен в Национальной стратегии действий в интересах детей на 2012 -2017 годы (утв. Указом Президента РФ от 1 июня 2012г. №761) и Федеральным законом от 29.12.2012 N 273-ФЗ "Об образовании в Российской Федерации"). Однако термин ОВЗ в такой трактовке не совсем соответствует принятому в зарубежной литературе термину «Special needs people», так как исходно несет в себе ограничительно-уничижительный оттенок. Ставить равенство при переводе этих терминов, очевидно, нельзя. В педагогической литературе сегодня многие авторы переходят к другому термину – особые образовательные потребности. Это выглядит более корректным в отношении образовательного процесса, но данный термин вряд ли сможет получить широкое распространение в медицинской литературе.

В последние годы в публикациях медицинской направленности стал использоваться термин «особые возможности здоровья» - как более соответствующий предметной области медико-биологических исследований и в то же время и по духу, и по смыслу наиболее близкий к общепринятому в международном сообществе термину «Special needs people» [98,109].

Основными задачами двигательной активности для указанной категории лиц является сохранение здоровья и повышение качества жизни, социальная адаптация [45,74]. Футбол относится к видам спорта с большим вкладом динамического компонента и обладает значительным реабилитационно-оздоровительным потенциалом для этой категории лиц [28]. Однако особенности движений у молодых людей с ОВЗ при игре в футбол практически не изучены.

Изучение физиологических характеристик двигательных навыков ударных действий у футболистов с ограниченными возможностями здоровья представляет собой актуальную научную проблему для формирования теоретических основ медико-биологического сопровождения параолимпийского движения в данном виде спорта. Описание закономерностей и характеристика особенностей управления двигательными действиями у спортсменов данной группы позволит в дальнейшем разрабатывать новые эффективные подходы как к тренировке параолимпийских команд, так и к обеспечению оздоровительного эффекта, рекреации и социализации лиц с ограниченными возможностями здоровья. Данная проблема является одним из важных вызовов современного общества.

Степень разработанности темы исследования

Для контроля физиологических параметров у спортсменов в процессе тренировок и соревнований сегодня используются большое количество методов. Широко применяются информационные технологии, позволяющие существенно снизить временные затраты на процессы обработки и анализ полученной информации, повысить качество ее визуализации. Стоит обратить внимание, что изначально многие из этих методов были разработаны для функциональной диагностики поражений нервной системы на различных

уровнях [50,55]. В настоящее время многие спортивные компании и федерации активно внедряют данные методы в физиологию спорта, так как эти методы позволяют оценивать функциональные возможности и роль различных отделов нервной системы в формировании двигательных навыков не только у людей с нарушениями в работе организма, но и у спортсменов [24,25,44,46]. Среди таких методов важное место занимают стабิโลграфический контроль координации и равновесия, регистрация биоэлектрической активности мышц при выполнении спортивных приемов, биомеханическая оценка перемещения звеньев тела спортсмена.

Однако проблема выполнения сложно координационных двигательных действий у спортсменов и их физиологического обеспечения остается исследованной недостаточно. Особенно недостаточно исследований на данную тему выполняется в области адаптивной физической культуры и параолимпийского спорта.

Все изложенное свидетельствует, что исследование изменений физиологических характеристик нервно-мышечной системы под действием спортивной деятельности с учетом ограниченных возможностей здоровья, вида спорта и уровня спортивного мастерства является актуальной проблемой физиологии. Результаты таких исследований могут стать основой для физиологического сопровождения тренировочного процесса, для разработки методических рекомендаций по организации отбора на различных этапах спортивного совершенствования, и разработки методов оперативного контроля.

Цель исследования: изучить физиологические характеристики двигательных навыков ударных действий у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата.

Задачи:

1. Изучить биомеханические характеристики ударов по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата.

2. Исследовать показатели координации и равновесия у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата.

3. Исследовать особенности координации и равновесия при выполнении удара по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата.

4. Исследовать особенности биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении удара по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата.

Научная новизна:

Впервые показано, что у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата, формируется специфический двигательный стереотип выполнения ударных движений, который характеризуется следующими особенностями:

- у спортсменов с ОВЗ при выполнении ударов по мячу движение голеностопа меньше по амплитуде в горизонтальной плоскости, вертикальная компонента удара направлена преимущественно вниз и имеет большую скорость; движение выполняется неравномерно - скорость перемещение голеностопа постоянно меняется.
- у спортсменов с ОВЗ более выражены перемещения головы вперед и вниз.

Впервые показано, что при выполнении стабиллографического теста Ромберга у футболистов с ОВЗ в сравнении с контрольной группой снижены такие показатели, как разброс по сагиттали, средних скоростей перемещения ЦД и линейной скорости, площади эллипса, скорости изменения площади

статокинезиграмм, и повышены такие показатели, как качество функции равновесия и разброс по фронтали. У футболистов с ОВЗ более выражены изменения в стабиллограмме при закрывании глаз и при повороте головы в сторону.

Впервые показано, что у футболистов с ОВЗ факторы, связанные со смещением общего центра тяжести тела, приводят к нарушению линейности движений; траектория движения ЦД при выполнении ударов по мячу во всех фазах искривляется. Однако у спортсменов, получается компенсировать данные нарушения за счет снижения показателей разброса в сагиттальной и фронтальной плоскостях, площади эллипса, скорости изменения статокинезиграмм, средних скоростей перемещения ЦД и линейной скорости. Так же отмечается увеличение качества функции равновесия у футболистов с ОВЗ.

При выполнении всех типов ударов по мячу у футболистов с ОВЗ в значительной степени задействованы мышцы бедра и голени, тогда как у спортсменов без ОВЗ - в большей степени задействованы мышцы бедра. У спортсменов с ОВЗ выражены различия в биоэлектрической активности мышц голени при выполнении разных типов ударов, тогда как у контрольной группы такие различия отсутствуют.

Теоретическая и практическая значимость работы.

Полученные результаты раскрывают ряд важных физиологических закономерностей, лежащих в основе формирования двигательных навыков у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата. В то же время, данные закономерности могут послужить основой для разработки новых, имеющих физиологическое обоснование, методов тренировки футболистов с ОВЗ, улучшения техники выполнения ударов по мячу и повышения эффективности ударно-целевых действий у этих спортсменов.

Результаты диссертации внедрены в учебный процесс в отделении физической культуры национального исследовательского Томского политехнического университета.

Методология и методы исследования.

Методология настоящего исследования основана на схеме рефлекторного кольца Н. А. Бернштейна и на концепции взаимосвязи основных положений теории адаптации и методики формирования двигательных навыков. В работе использовался комплекс физиологических методов: компьютерная стабилорафия, электромиография, MotionTracking (фотосъемка движений высокоскоростной цифровой камерой с компьютерным кадровым анализом изображений).

Положения, выносимые на защиту:

1. У футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата, формируется специфический двигательный стереотип выполнения ударных движений, который характеризуется снижением амплитуды и увеличением скоростей компонентов ударных движений, значительным усилением неоднородности движений, более выраженным вовлечением в движение верхней части туловища и головы.
2. Футболисты с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата при выполнении ударов по мячу в значительной степени задействуют мышцы бедра и голени, тогда как спортсмены без ОВЗ - в большей степени задействуют мышцы бедра. У спортсменов с ОВЗ выражены различия в биоэлектрической активности мышц голени при выполнении разных типов ударов, тогда как у контрольной группы такие различия отсутствуют.

Апробация результатов исследования.

Основные результаты диссертации были представлены 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); «Современные проблемы системной регуляции физиологических функций» (Москва, 2015); «Neuroscience for Medicine and Psychology» (Sudak, Crimea, Russia, 2015); Международная научно-практическая конференция, посвященная памяти В.С. Пирусского (Томск, 2015, 2016, 2018)

По теме диссертации опубликовано 8 печатных работ, из них 6 – в журналах, рекомендованных ВАК РФ, в том числе – 3 статьи в журналах, входящих в международные базы цитирования WoS и SCOPUS.

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. Все оборудование, применяемое в работе, имело необходимые сертификаты и своевременно проходило поверку, подбор групп для исследования выполнялся методом рандомизации и в соответствии с критерием репрезентативности. Методы статистического анализа полностью соответствовали размерам выборок и характеру распределения экспериментальных данных.

Личное участие автора в получении результатов, изложенных в диссертации.

Автором самостоятельно разработано теоретическое обоснование физиологических подходов к оценке и анализу движений спортсменов при выполнении ударов по мячу, определено направление исследования, сформулированы цель и задачи, составлен дизайн исследования. Самостоятельно выполнены биомеханические и физиологические исследования, проведена статистическая обработка результатов, их научный анализ и организовано их обсуждение, сформулированы положения и выводы, выносимые на защиту.

Структура и объем диссертации.

Диссертация изложена на 123 страницах машинописного текста и состоит из введения, трех глав: «Обзор литературы», «Материалы и методы», «Результаты и их обсуждение», заключения, списка сокращений и списка литературы, включающего 111 наименования, в том числе 49 – на иностранном языке. Работа содержит 12 таблиц и иллюстрирована 67 рисунками.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Физиологические механизмы управления движениями спортсменов

Современное представление о физиологии движений было разработано и сформулировано российским ученым Н. А. Бернштейном. В своей работе Бернштейн выделил естественные движения нормального человека как объект своего исследования. До появления работ Бернштейна в физиологии считалось, что двигательный акт описывается по схеме рефлекторной дуги. Т.е. на этапе обучения движению в двигательных центрах появляется и закрепляется программа данного движения, и под действием стимула начинается возбуждение. Затем начинается процесс его центральной обработки, когда в мышцы поступают командные импульсы, и происходит двигательная реакция или реализация движения [33,65,67].

Первое заключение, которое сделал Бернштейн, сразу же опровергло данную теорию. Так как любое сложное движение не сможет осуществиться только за счет одного импульса. На выполнение сложного движения влияет не только управляющий сигнал, но и множество дополнительных факторов. В результате любое движение может достигнуть своей цели при постоянных корректировках в ход исполнения данного движения. А это становится возможным только тогда, когда центральная нервная система обладает достаточной информацией о ходе исполнения движения. Поэтому Бернштейн предложил использовать принцип сенсорных коррекций. Он подразумевает под собой использование для регулирования процесса сенсорных сигналов о виде и динамике цели, о степени и динамике сжатия и растяжения мышц и т.д., влияющих на ее движение. Следовательно, можно выделить несколько групп факторов, которые влияют на ход исполнения движения [3,4].

I группа или реактивные силы. Данные силы возникают в других частях тела при движении и меняют их тонус и положение.

Ко II группе относятся силы инерции. При резком движении, оно совершается не только за счет моторного импульса, но и движется по инерции с какого-то момента. Т.е. движется по инерции от предыдущего двигательного действия.

К III группе можно отнести внешние силы, действующие во время исполнения движения. Например, при взаимодействии с мячом, любая часть тела (нога, рука или голова) встречает сопротивление. Причем это сопротивление с абсолютной точностью невозможно угадать или просчитать. Т.к. на этот показатель влияют скорость, траектория мяча и т.д.

И IV группа в которую входит такой показатель, как исходное состояние мышц. Т.к. состояние мышцы меняется в зависимости от утомления, либо с изменением ее длины, то один и тот же моторный импульс, при достижении мышцы, может показать различные результаты [50,92,104].

Как уже было сказано выше, существует 4 группы факторов, которые оказывают воздействие на ход исполнения движения. Поэтому центральной нервной системе необходимо получать информацию о постоянных изменениях в выполнении движения. Данный вид информации называется сигналом обратной связи [58,60].

Таким образом, был сделан вывод о существовании определенной схемы, которая осуществляет механизм движения. Данная схема получила название «схема рефлекторного кольца». Данная схема является развитием принципа сенсорных коррекций [4,17,77].

В схематическом виде данный процесс организован так: из моторного центра (М) поступает команда в рабочую точку мышцы. От рабочей точки мышцы, в свою очередь, идут сигналы обратной связи в сенсорный центр (S). В центральной нервной системе происходит перешифровка информации в моторные сигналы коррекции, которая поступила. И далее сигналы заново поступают в мышцу [2,3]. В результате образуется кольцевой процесс управления движением (рис. 1).

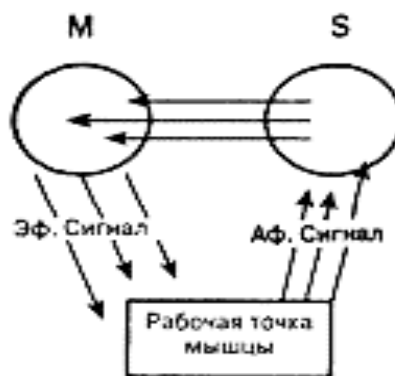


Рис. 1. Концепция построения движения на основе рефлекторного кольца

Позднее Бернштейн представил схему рефлекторного кольца более развернутую, которая характерна для сложных движений. В данной схеме появились такие элементы, как моторный «выход» или эффектор, сенсорный «вход» или рецептор, рабочая точка, задающий прибор, прибор сличения, блок перешифровки, так же программа и регулятор.

При наличии большого количества элементов принцип рефлекторного кольца функционирует по-другому. В программе в центральной нервной системе сохранены последовательные этапы сложного движения. В определенный момент начинает обрабатываться определенный этап и происходит запуск программы данного этапа в задающий прибор. Из задающего прибора сигналы идеального исполнения движения (SW) поступают на прибор сличения. В это же время на прибор сличения приходят сигналы обратной связи, информирующие об изменениях скорости, длины мышцы и т.д. (IW). В приборе сличения эти сигналы сравниваются между собой получают сигналы рассогласования между необходимым и фактическим ходом исполнения движения. После чего сигналы попадают в блок перешифровки и получают сигналы коррекции [5,8]. И уже после этого через регулятор попадают на эффектор и рабочую точку (рис. 2).

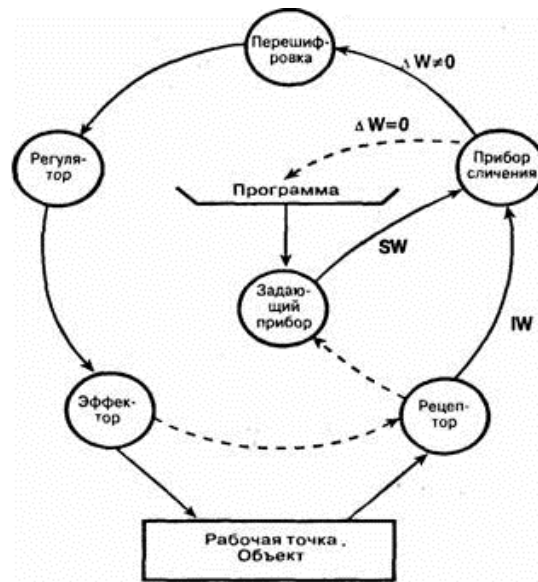


Рис. 2. Развернутая схема рефлекторного кольца по Н. А. Бернштейну

Наряду с теорией о рефлекторном кольце Бернштейн создал теорию об уровне построения движения. Каждый сигнал обратной связи несет разную информацию и приходит каждый сигнал в разные центры головного мозга. Следовательно, они переключаются на моторные пути также на разнообразных уровнях. Таким образом были выделены уровни спинного и продолговатого мозга, подкорковые центры и уровень коры. Каждый уровень имел характерные только ему моторные проявления [7,9,85].

Уровень А — самый низкий уровень, но в тоже время самый древний. Он происходит без участия психики. Данный уровень несет ответственность за важнейший аспект движения, который называется мышечный тонус. На этот уровень поступают сигналы от мышечных проприорецепторов, информирующих о степени мышечного напряжения. Также это уровень отвечает за информацию от органов равновесия. В целом, этот уровень отвечает и регулирует весьма немногочисленные движения, к которым относятся вибрация и тремор, например.

Уровень В — уровень синергий. На этом уровне в основном перерабатываются информационные сигналы от мышечно-суставных

рецепторов, которые информируют о взаимном нахождении и движениях частей тела. Он регулирует движения, совершающиеся в пространстве собственного тела. Например, моргание, потягивание и т.п. Уровень В играет также важную роль в организации движений более высоких уровней, где на него ложится важная роль внутренней координации сложных двигательных действий. Также с этого уровня начинается участие психики.

Уровень С или уровень пространственной поля. На данный уровень идут сигналы о внешнем пространстве от органов зрения, осязания и слуха. Следовательно, к движениям данного уровня относятся все движения перемещения в пространстве. Действия на этом уровне характеризуются четким началом действия и окончанием.

Уровень D – уровень предметных и смысловых действий. Является уровнем коры головного мозга, который отвечает за действия с предметами. Характерной особенностью этого уровня является то, что движения соотносятся с логикой предмета. Это не столько движения, сколько уже действия. В них не сильно важен двигательный состав, или траектория движения, а важен только конечный предметный результат.

Уровень E – наивысший уровень – уровень интеллектуальных двигательных актов. Этот уровень отвечает за такие виды, как движения письма, речевые движения, движения кодированной или символической речи. Движения этого уровня определяются не предметным, а отвлеченным, вербальным смыслом [85,86,89].

На основе выделенных уровней движения, Бернштейн сделал определенное количество выводов.

Во-первых, как правило, при организации движений участвуют чаще всего не один уровень. Всегда принимает участие один уровень на основе которого строится движение и сопутствующие уровни. Так, например, удар по мячу в футболе может рассматриваться как сложное движение, в который вовлечены все существующие пять уровней. Первый уровень или уровень А обеспечивает тонус мышц игрока. Следующий уровень, В, способствует

внутренней координации, придает плавность и обеспечивает скорость движения. Уровень С координирует движение в пространстве. Более высокий уровень D обеспечивает правильное выполнение удара с технической точки зрения. И уровень E определяет смысл или цель с которой должен быть выполнен данный удар по мячу.

В итоге Бернштейн пришел к выводу, что компоненты движения, строящиеся на ведущем уровне в сознании представлены, а работа остальных уровней, чаще всего не осознается [3,20].

Во-вторых, в одном виде движения роль ведущего уровня может играть не один уровень, а несколько. В этом случае уровень построения движения будет определяться смыслом данного движения или его целью. Данный вывод показывает важнейшее значение такого момента как определение задач, целей при организации и течении физиологических процессов.

На основе разработанных уровней построения движения и схеме рефлекторного кольца Бернштейн смог систематизировать и представить весь процесс формирования двигательного навыка. В данном процессе было выделено три важных периода, в каждый из которых входит несколько фаз [20,67].

Во время первого периода начинается первое ознакомление с движением и первоначальное овладение данным видом движения. Весь процесс начинается с определения двигательного состава движения, т. е. с выявления элементов движения. Важное значение имеет последовательность исполнения движений и сочетание движений. Основными методами знакомства с составом двигательного действия являются рассказ, разъяснение и показ. Обучающийся должен получить информацию о движении с визуальной точки зрения. Это процесс является первой фазой в первом периоде с которой начинается обучение двигательному действию. К следующей фазе относится такой процесс, как углубление во внутреннюю структуру движения. Человек учится перекодировать афферентные сигналы в команды [18,96].

При отработке исполнения двигательного действия важным моментом является процесс «записи» программы, место положения ноги, руки, их траектория движения. После этого включается работа блока перешифровки для корректировки правильности исполнения движения. Одним важным моментом его работы является то, что в «задающем приборе» обязательно присутствие сформированной картины движения. Блок перешифровки выполняет важную роль, так как в него включены все сигналы коррекций по остальным уровням. Т.е. процесс построения движения происходит в рамках не одного рефлекторного кольца, а формируется на основе нескольких колец, которые образуются в процессе отработки сигналов о неправильном выполнении движения и их корректировки [58,63].

Общая программа движения относится к кольцу ведущего уровня. Остальные блоки дублируются в кольцах нижнего уровня. Также каждое кольцо имеет свой «рецептор», так как информация которую получает о выполнении движения относится к своему уровню. Но важно заметить то, что блок (эффектор), который сводит всю информацию с разных уровней у колец общий (рис. 3).

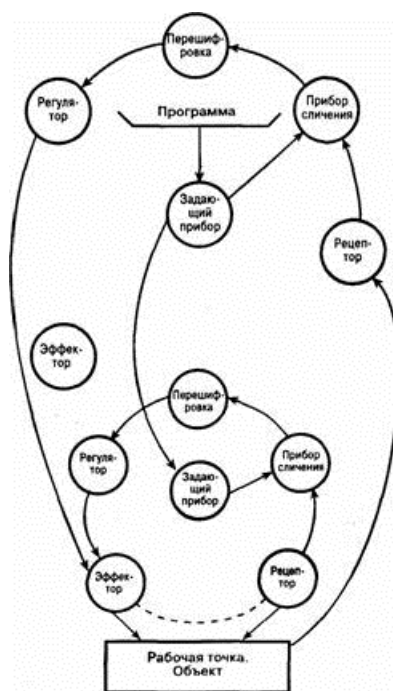


Рис. 3. Схема взаимодействия рефлекторных колец разного уровня

Следующим этапом формирования двигательного действия является второй период или период автоматизации движений. Данный период подразумевает под собой передачу всех компонентов движения или всего движения на фоновые уровни. Вследствие чего ведущий уровень получает свободу от конкретного элемента движения [33,34].

В течение второго периода проходят еще два важных процесса. Во-первых, происходит настройка сложной системы иерархии рефлекторных колец. И во-вторых, это извлечение готовых двигательных блоков. Дело в том, что низовые уровни регуляции, которые уже имеют опыт построения какого-либо движения, обладают определенной базой готовых двигательных блоков, которые были выработаны при исполнении двигательных действий ранее. Именно в этом и заключается смысл создания данной базы. А пошаговая отработка приемов, в свою очередь, использует данную базу и отрабатывает блоки. А уже далее, используя эти блоки или базовые движения, человек или спортсмен в нашем случае формирует технику исполнения движения [84,96].

Поэтому в процессе изучения нового движения организм устанавливает необходимость в перешифровках определенного вида, и в первую очередь пытается найти их в своей «фонотеке», как назвал это Бернштейн. По его мнению, «фонотека» существует в каждом организме. И именно количество фонов, которые в ней хранятся, напрямую зависят возможности данного организма. Более того, было замечено, что необходимый блок мог быть извлечен из движения, которое кардинально отличается от осваиваемого движения.

И в последнем третьем периоде начинается процесс оттачивания навыка при помощи стабилизации и стандартизации процесса. Под понятием стабилизация, в данном случае, понимается достижение такого уровня исполнения движения, когда это самое движение имеет четкую структуру исполнения и не теряет данной структуры при возникновении внешних ли

внутренних факторов. Непосредственно в футболе данным фактором может оказаться сопротивление соперника при борьбе за мяч [84,106].

Также в третьем периоде при постоянном повторении двигательного действия мы можем видеть абсолютную копию одного движения, которая повторяется много раз. Это процесс приобретения навыков стереотипности получил название стандартизация. Также на себя обращает внимание тот факт, что стандартизация процесса движения не может быть выполнена без действия инерционных и реактивных сил. Их влияние на начальном этапе обучения движению можно назвать отрицательным, т.к. они скорее мешают выполнить действие. А вот на третьем этапе при достижении определенного уровня мастерства организм уже может эффективно их использовать для содействия.

А завершается процесс формирования двигательного навыка после образования динамически устойчивой траектории. В свою очередь, динамически устойчивая траектория — это линия, во время движения по которой действуют механические силы, которые способствуют продолжению движения в определенном направлении. Именно при помощи данного процесса достигается легкость движения и его непринужденность. Но самое главное данная траектория относится к движению всего тела спортсмена, а не к какой-либо части тела отдельно [3,27].

Основываясь на выработанной теории Бернштейн позднее разработал концепцию принципа активности. Суть данного принципа заключается в определении важнейшей роли внутренней программы в жизнедеятельности организма. Принцип реактивности, в котором любое движение определяется стимулом, противопоставляется принципу активности. В физиологическом плане принцип активности основан на открытии принципа рефлекторного кольца. Т.к. без центральной программы принцип рефлекторного кольца работать не сможет, движение будет выполняться по рефлекторной дуге. А как было сказано выше по рефлекторной дуге любое сложное движение выполнено быть не может [2,7,8,9].

Следовательно, принципы активности и кольцевого управления с физиологической точки зрения — это процессы, которые прочно связаны друг с другом. Поэтому движение человека ни что иное как постоянное проявление его активности в течении всей жизни в общем и при исполнении двигательного действия, в частности. Но несмотря на это, большое количество двигательных действий все равно имеют реактивную природу действия. К ним можно отнести мигание или чихание, т.к. к движению приводит стимул [84,96].

Для представления в одной системе движений реактивных и активных Бернштейн предложил расположить эти виды вдоль воображаемой оси координат. С одной стороны, находятся безусловные рефлексы, такие как моргание или чихание, а также рефлексы, которые сформировались с течением жизни. Как уже было сказано ранее эти виды движения запускаются под воздействие стимула. И на другой стороне нашей оси координат располагаются движения и акты, при которых программа начала движения задается не просто стимулом извне, а исходит из организма [7,64]. Но несмотря на такое деление, между двумя этими видами двигательных актов существует и промежуточный тип, к которому относятся движения, которые включаются внешним стимулом, но в отличие от рефлексов, содержание ответа на стимул может варьироваться. К примеру, при нанесении вам удара вы можете либо нанести удар в ответ, либо «подставить другую щеку». В движениях такого рода внешний стимул приводит не к выполнению самого движения, а к процессу принятия решения, и выбору правильного двигательного акта в данной ситуации [13,14,63].

Введённую ось координат можно охарактеризовать как ось активности человека. Следовательно, двигательные акты, которые происходят в произвольном порядке, можно назвать активными движениями. А рефлекторные реакции можно назвать двигательными актами с нулевой активностью [34,63]. Также очень интересным фактом является то, что во

время действия рефлекторного кольца сигналы, поступающие от внешней среды и от программы, могут делать это одновременно. В свою очередь данные два вида сигналов занимают симметричное положение. Исходя из этого появляется важный вопрос. Какому именно типу сигнала отдается предпочтение, программному или сигналу реактивному? И после проведения эксперимента, суть которого состояла в том, что происходит запись голоса и отслеживание положения глаз читающего человека, был сделан вывод. Взгляд человека при чтении опережает слова, которые он произносит, т.к. сигналы от программы опережают сигналы, поступающие от внешней среды. И получается, что сигналы далеко не симметричны. Активные сигналы из программы, как уже было сказано, опережают реактивные сигналы из внешней среды и функционально несимметричны [79,85,86].

Но данное понятие несимметричности несет в себе еще одно важное значение. Бернштейн пришел к заключению, что активные сигналы несут ответственность за, так называемые, существенные параметры движения, а реактивные сигналы отвечают за несущественные параметры движения. А это зависит от степени отработки движения. Во время обучения чтению взгляд человека не опережает произносимые слова. То же можно сказать и про обучение удару по мячу, при освоении техники удара, человек думает над каждым элементом данного движения. Но с течением времени и обучения каждый элемент становится «технической деталью» и сигналы становятся реактивными [3,23.26,27].

Существует еще один фактор, который подтверждает приоритетную роль принципа активности при формировании движения. Это подтверждение спрятано в представление человека о стимулах. Так сложилось, что при воздействии стимула незамедлительно следует реакция. Но очень важным моментом является то, что на человека почти всегда действует значительное количество стимулов, а двигательная реакция наступает только в отношении определенных внешних стимулов. Это происходит из-за того, что субъект по

своей воле выбирает приоритетный стимул. Хорошим примером является написание письма. При попадании ручки в поле зрения человека, он её берет в руки. Но берет в руки он её потому что ему необходимо написать данное письмо, а не потому что она попала ему в поле зрения. Переноса данный пример на футбол можно объяснить выбор схожих типов или видов удара по мячу при относительной схожести атак [32,102].

1.2 Биомеханические и физиологические закономерности построения ударов по мячу в футболе

Что такое удар в механике? Это процесс кратковременного взаимодействия тел, результатом которого является мгновенное изменение скорости этих тел. Во время данных взаимодействий появляются довольно значимые силы, следовательно, действие других действующих сил можно не учитывать. Чаще всего при наблюдениях время соударения объектов занимает незначительное время от времени наблюдения.

Самыми яркими примерами ударов в спорте являются удары по мячу в футболе, удары по шайбе в хоккее. Как уже было сказано ранее, в момент удара происходит резкое изменение величины скорости и её направления. Еще одним примером удара в спорте является прыжок или соскок. А точнее момент приземления после прыжка, при котором скорость движения тела спортсмена моментально снижается до нулевых показателей [21,53].

Момент удара или ударного действия в спорте чаще всего можно встретить в спортивных играх: теннис, хоккей, волейбол, футбол, настольный теннис. Также ударное действие имеет место в единоборствах, например, бокс и каратэ. Основной целью ударного действия является, передача снаряду (мячу, шайбе) определённой скорости, вращения и направления. В некоторых видах спорта (хоккей, теннис и бадминтон) для нанесения удара используют определенные снаряды клюшку, ракетку и т. д.

Ударный импульс является основной мерой ударного взаимодействия. Изменение скорости тела на определенную величину, во время удара

пропорционально ударному импульсу и обратно пропорционально массе тела [59,70].

Ударное действие можно разделить на следующие этапы:

1. Замах – движение, которое предваряет ударное движение и приводит к увеличению расстояния между предметом или целью удара и ударным звеном тела. Именно этот этап является наиболее вариативным и больше всего различается у разных спортсменов.
2. Ударное движение – движение, которое начинается с окончания замаха и заканчивается с началом удара.
3. Ударное взаимодействие (или непосредственно удар) – момент взаимодействия ударяющихся тел.
4. Послеударное движение – движение ударного звена тела, которое происходит после контакта с предметом или целью, по которым наносился удар [40,42,54].

Скорость тела, по которому производится удар после ударного взаимодействия тем выше, чем будет выше скорость ударяющего звена в момент непосредственно перед ударом. Но эта зависимость в спорте не является аксиомой, т.к. скорость является не единственным фактором, влияющим на силу удара. Если взять для примера подачу в теннисе, то увеличивая скорость движения ракетки можно снизить скорость вылета мяча. Это может произойти из-за недостаточной координации движений спортсмена и неправильном применении силы к снаряду [15].

Также важным фактором является уровень подготовки спортсмена или его мастерство. При исполнении подачи менее опытный спортсмен может выполнить удар, используя лишь одну кисть или выполнить удар с расслабленной кистью. В данном случае скорость вылета мяча будет невысокой, т.к. с мячом будет взаимодействовать непосредственно масса кисти и ракетки. Если же в момент удара ударное звено закреплено с помощью активности мышц антагонистов и представляет из себя единое целое, то в

ударном взаимодействии задействована будет масса всего ударного звена, включая мышцы спины, ног и т.д.

Во время изучения баллистического движения футболистов, бьющих по мячу, был выявлен следующий факт. При начале ударного движения по мячу все усилия, которые будут приложены к центрам тяжести звеньев кинематической цепи, в данном случае ноги, направлены по ходу движения спортсмена, а в момент соприкосновения с мячом эти усилия меняют своё направление на противоположное. На рисунке 4 приведено ударное движение футболиста, который выполняет удар ногой по мячу, скорость которого в свою очередь достигает 36 м/с [16,29].

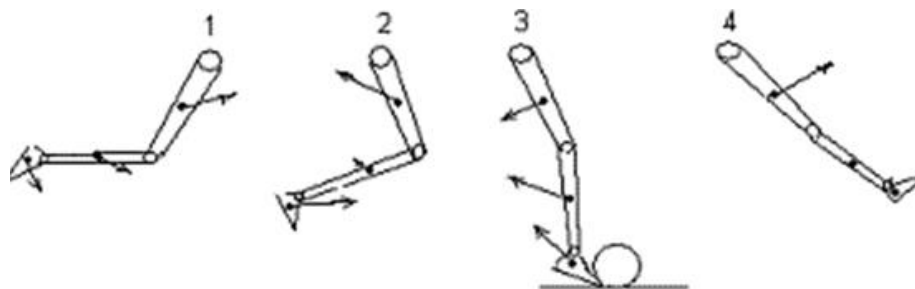


Рис. 4. Направление усилий, приложенных к центрам тяжести звеньев ноги спортсмена, выполняющего удар по мячу: 1 и 2 – ударное движение; 3 – ударное взаимодействие; 4 – послеударное движение

Явление, которое описано выше, легко объяснимо, т.к. имеет под собой физические основания. Во время нанесения удара очень важно сделать из мягкой кинематической цепи ноги жесткий стержень. В таком случае в ударном действии примет участие масса всех звеньев цепи, участвующих в ударе, а не только масса конечного звена, в данном случае стопы. Превратившись в жесткую систему, кинематическая цепь конечности выполнит удар по мячу без амортизации и потери скорости и, следовательно, передаст мячу наибольшее количество кинетической энергии.

Таким образом, при максимальных силах удара координация движений должна подчиняться двум факторам:

- 1) максимальная скорость ударяющего звена в момент соприкосновения с ударной целью или телом;
- 2) увеличение ударной массы ударного звена в момент удара по цели или предмету [15,16].

Выполнение данных двух факторов возможно при «закреплении» отдельных звеньев ударяющего звена в момент удара, за счет своевременного включения мышц-антагонистов, и увеличения радиуса вращения ударного звена. Например, в настольном теннисе сила удара по мячу правой рукой увеличивается, если ось вращения ударного звена правой руки проходит вблизи левого плечевого сустава.

Так как время соударения кратковременно, следовательно, точность удара в значительной степени зависит от правильности действий спортсмена при замахе и ударном движении. Например, в футболе то, как начинающий спортсмен ставит опорную ногу при исполнении удара по мячу определяет точность попадания в цель на 60-80% [29].

При точных укороченных ударах (например, при передаче мяча партнёру) скорость ударного звена произвольно тормозится, поэтому ударный импульс и скорость вылета мяча уменьшаются.

Тактика современных спортивных игр предъявляет требования к неординарным действиям против соперника. Этого позволяют достичь удары или пасы без подготовки (часто без использования замаха), обманные движения и финты. Биомеханические характеристики передач и ударов естественно меняются, так как в данном случае они выполняются как раз и использованием дистальных сегментов, например, кисти рук или стопы) [53,91].

Футбол является сложным видом спорта как с точки зрения физической подготовленности футболиста, так и с точки зрения технической оснащённости. К технике относят совокупность специальных приемов, которые используются во время игры в различных сочетаниях, для достижения поставленных целей. В настоящее время, существует множество учебников и

методических пособий, посвященных технике игры в футбол. В целом техника игры делится на два больших раздела: техника вратаря и техника полевого игрока. В свою очередь, каждый из этих разделов делится на два подраздела: техника передвижений и техника владения мячом. Техника передвижений вратаря и полевого игрока больших различий не имеет. А техника владения мячом существенно различается, т.к. правила игры в футбол запрещают полевым игрокам играть руками, а вратарю разрешают [53,59,70].

В своей работе я более подробно остановлюсь на биомеханических и физиологических особенностях техники владения мячом полевым игроком, а именно на технике удара по мячу. К техническим приемам полевого игрока относят технику удара по мячу, технику ведения мяча, остановку мяча, технику обманных движений и отбора мяча.

Одним из важнейших элементов ведения игры является удар по мячу. Этот удар в футболе может выполняться ногой или головой, множествами способов. Каждый тип удара зависит от цели данного удара по мячу, т.е. от выбора необходимой траектории полета и оптимальной скорости мяча.

Существует классификация ударов по мячу.

Удары по мячу ногой могут выполняться такими способами, как: носком, внутренней стороной стопы, пяткой, внутренней или внешней частью подъема, средней частью подъема. Удар может быть нанесен по неподвижному мячу, летящему или катящемуся в различных направлениях. Также удар может быть выполнен с места или в движении, с поворотом или в прыжке, в падении. Несмотря на большое разнообразие ударов по мячу ногой, четко выделяют четыре фазы характерные для большинства видов удара [16,70].

Фазы удара: предварительная, подготовительная, рабочая и заключительная.

Разбег или предварительная фаза. Главной задачей этой фазы является правильный подбор ноги для удара. Т.е. удар должен быть выполнен по мячу

заранее подготовленной ногой. А дистанция для разбега и скорость определяются исходя из индивидуальных особенностей футболистов.

Во время подготовительной фазы происходит замах ударной ноги и постановка опорной ноги на поверхность. Наиболее эффективный удар выполняется за счет максимального разгибания бедра и сгибания голени. При замахе обязательным условием является увеличение последнего шага разбега на 35-45% по сравнению с остальными шагами.

Непосредственно к рабочей фазе относятся ударное движение и проводку. Ударное движение по мячу начинается в момент постановки опорной ноги на поверхность и активного сгибания бедра. При этом, угол, образованный согнутой голенью и бедром, сохраняется. При движении бедра стопа и голень отстают от него, тем самым приближая центр тяжести ноги к тазобедренному суставу. Это способствует увеличению угловой скорости ноги, и, следовательно, увеличению силы удара. В то же время перед ударом наблюдается так называемый парадокс «Чхаидзе». Т.е. происходит торможение бедра в последний момент перед ударом по мячу. Данное явление связано с тем, что возникает необходимость последовательной передачи количества движения (mv) с бедра (звено с большей массой) на голень и стопу (звенья с меньшей массой). Удар по мячу выполняется резким захлестывающим и последовательным движением голени и стопы.

С началом ударного взаимодействия между мячом и ногой, стопа начинает деформацию мяча. До тех пор, пока скорость взаимного перемещения ноги и мяча не будет равняться нулю, мяч будет сжиматься. Затем под действием силы упругости мяч восстановит форму, и его скорость резко увеличится до величины чуть меньшей скорости бьющей ноги в начале удара. Время соприкосновения стопы и мяча необходимо сохранять как можно дольше, так как от приложенной силы и времени её действия будет зависеть скорость полета мяча. А заканчивается рабочая фаза так называемой проводкой. Проводка – это движение ноги вместе с мячом уже после ударного

действия, которое помогает создать большой импульс силы для увеличения скорости мяча и определить траекторию движения мяча.

Завершающая фаза или возвращение исходного положения тела для следующего движения. После завершения удара по мячу нога продолжает двигаться по направлению вверх-вперед. Общий центр тяжести, в момент удара находящийся над площадью опоры, начинает перемещаться в сторону движения ноги. Это приводит к наиболее благоприятным условиям для исполнения последующих технических действий. Такая структура действий характерна для самых разных вариантов ударов по мячу ногами, но существуют определенные способы ударов со своей спецификой исполнения. Но в нашей работе данные виды ударов не использовались [16,42,59,70].

При исполнении основных ударов по мячу можно выделить два типа: прямой и резанный. При прямом ударе импульс проходит либо через общий центр тяжести мяча, либо близко к нему. А при исполнении резаного удара его импульс должен значительно отстоять от центра тяжести мяча. В свою очередь прямой удар может быть исполнен почти любым из указанных выше способов. А резанный удар целесообразно выполнять внутренней стороной стопы, внутренней частью подъема и особенно внешней частью подъема.

От типа исполнения удара зависит траектория полета мяча. При прямом ударе в среднюю часть мяча, мяч полетит низко и прямо. Если место приложения силы сдвинется ниже горизонтальной оси, то угол вылета мяча увеличится. При резанных ударах траектория полета мяча значительно меняется из-за того, что ОЦТ мяча не является местом прохождения импульса от удара. Это приводит к его вращению во время полета и отклонению в направлении данного вращения.

Удар внутренней стороной стопы можно отнести к одному из основных ударов при игре в футбол. Данный вид удара по мячу используется при исполнении коротких и средних передач партнеру по команде, и при ударах в створ ворот с близкого расстояния. Особенностью данного удара является то, что место начала разбега и мяч находятся на одной траектории. Замах

выполняется при помощи толчка последнего бегового шага. В свою очередь, ударное движение по мячу начинается со сгибания бедра и поворота к наружи (супинации) голени и стопы. Стопа в момент удара находится перпендикулярно по отношению к направлению полета мяча и сохраняет свое положение во время проводки. При данном ударе используется средняя часть внутренней стороны стопы [12,13].

При исполнении средних передач и длинных используется удар внутренней частью подъема. Также этот удар применяют при «прострелах» вдоль линии ворот и ударах по цели со всех видов дистанций. Здесь необходимый разбег выполняется под углом 30-60° по отношению к мячу. Происходит сильный замах, близкий к максимальному. При данном ударе опорная нога ставится на поверхность на свод стопы. Туловище спортсмена в это время немного наклонено в сторону опорной ноги. Выполнение удара в среднюю часть мяча характеризует низкую траекторию его полета.

Удар средней частью подъема по технике исполнения почти идентичен удару внутренней частью подъема. Но есть некоторые отличия, которые делают этот удар более эффективным. Линия разбега игрока и мяч находятся приблизительно на одной траектории. Опорная нога ставится первоначально ставится на пятку на одном уровне с мячом, а во время ударного движения делается перекал с пятки на носок на опорной ноги. Далее это положение не изменяется и во время проводки мяча. И главное отличие данного удара от удара внутренней частью подъема то, что площадь соприкосновения стопы и мяча более значительная. Данный факт позволяет исполнить удар более точно. С точки зрения биомеханики в данном ударе более целесообразно выполняются движения, т.к. разбег, замах и ударное движение выполняются в одной плоскости. Поэтому удары получаются более точные и сильные.

Удар внешней частью подъема наиболее эффективен для исполнения резаных ударов. Данный тип удара очень сложен с технической точки зрения и требует многих лет тренировки, несмотря на то, что структура движений при ударах внешней и средней частью подъема похожи. Отличие удара внешней

частью подъема в том, что во время ударного движения голень и стопа поворачиваются внутрь. Данное не совсем естественное движение делает этот удар очень сложным и в то же время опасным для вратаря из-за большого вращения.

Следующий тип удара, это удар носком. Он выполняется в тот момент, когда необходимо произвести неожиданный удар для соперника. При ударе линия разбега и мяча расположены на одной прямой. Замахом в этом ударе становится толчок ноги последнего шага разбега. При исполнении ударного движения нога чуть согнута в колене и напряжена, а носок немного приподнят. Ударная поверхность при исполнении такого типа удара незначительна, что влияет на точность попадания по цели в отрицательную сторону.

Удар пяткой кардинально отличается по технике исполнения от ранее рассмотренных типов удара. Также, как и удар носком, он ценится своей неожиданностью. Но сложен в исполнении и не обладает достаточной силой и точностью. Во время подготовительной фазы опорная нога ставится на одном уровне с мячом. Далее нога проходит над мячом и выносится вперед для исполнения замаха. Удар выполняется резким движением напряженной ноги назад с расположенной параллельно поверхности стопой. Это происходит в момент рабочей фазы [12,13,55].

Также удары по мячу делятся на удары по катящемуся мячу или летящему мячу, удары по неподвижному мячу. Удар по неподвижному мячу применяется при исполнении всех штрафных и свободных ударов, угловых и ударах от ворот. Приведенная выше структура удара по мячу полностью описывает именно удар по неподвижному мячу. Единственные различия касаются длины и скорости разбега.

К ударам по катящемуся мячу относятся все те же типы ударов, но имеют одну свою особенность. Главной задачей игрока является то, что необходимо скоординировать скорость и направление своего движения со скоростью и направлением мяча. В следствии этого основные отличия наблюдаются в подготовительной фазе, а точнее в постановке опорной ноги.

У движения мяча можно выделить три основных направления: навстречу игроку, от игрока и сбоку от игрока. При каждом виде движения, как уже было сказано выше, постановка опорной ноги варьируется. При ударе по мячу, который катится навстречу, опорная нога чуть не доходит до мяча. При катящемся мяче от игрока, опорная нога ставится сбоку от мяча. В том случае если мяч катится слева или справа от игрока, то уже удар наносится ближней ногой по отношению к мячу.

И третий вид – это удары по летящему мячу. При данном ударе определяющее значение имеет та траектория, с которой движется мяч. При исполнении удара по мячу, который опускается перед игроком, или мячу, который низко летит над поверхностью, структура исполнения удара идентична удару по катящемуся мячу. Главная сложность в том, что скорость летящего мяча чаще всего больше скорости катящегося мяча. Поэтому необходимо правильно выбрать точку, где нога встретится с мячом [12,13,40].

Помимо разного рода ударов по мячу ногой, очень важным аспектом игры в футбол является умение наносить удары по мячу головой. Такие удары чаще всего используются в завершающей стадии при розыгрышах штрафных, свободных и угловых ударов. Достаточно часто данный вид ударов выполняется при передачах мяча партнеру. Техника удара по мячу головой включает в себя предварительную, подготовительную, рабочую и завершающую фазы, как и остальные удары.

Во время подготовительной фазы происходит разбег игрока. Отличием от удара ногой является то, что при исполнении удара головой может быть выполнен прыжок для более сильного удара по мячу, либо опережения соперника.

Подготовительная фаза или замах. При исполнении замаха при ударе головой голова и тело игрока немного отклоняются назад. Но главное следить за тем, чтобы голова не запрокидывалась назад. Т.к. мяч должен всегда находиться в поле зрения.

Следующим этапом является рабочая фаза. Как и при ударе ногой здесь происходит непосредственно ударное движение и проводка мяча после удара. При резком выпрямлении туловища начинается выполнение самого ударного движения. Наибольшая сила удара может быть достигнута в тот момент, когда голова и туловище находятся во фронтальной плоскости. Это происходит из-за того, что в этот момент скорость головы максимальная.

И последняя завершающая фаза, в которой принимается исходное положение для последующих действий. Главной ошибкой является сильный наклон вперед, который отнимает время для исполнения последующего технического действия [12,13,80,91].

Удары по мячу головой бывают нескольких видов. Первый удар - это удар серединой лба без прыжка. Исходным положением ног является стойка, при которой одна нога находится впереди второй ноги на расстоянии 50-70 см. При исполнении замаха корпус отклоняется назад, при этом сзади стоящая нога сгибается. Вес тела переносится также на эту ногу. Ударное движение начинается с момента, когда опорная нога начинает разгибаться, а туловище начинает выпрямляться. При резком движении головы вперед заканчивается данное движение. Вес тела при этом переносится на ногу, которая стоит спереди.

Удар серединой лба в прыжке может быть выполнен при толчке либо одной ногой, либо двумя ногами. В предварительной фазе происходит сам прыжок. Для повышения высоты прыжка, руки, чуть согнутые в локтевом суставе, необходимо поднять до уровня груди. После отталкивания от поверхности происходит замах, в момент которого также отклоняется туловище назад. При исполнении удара головой в прыжке обязательно точно рассчитать траекторию полета мяча и траекторию прыжка, т.к. наиболее эффективный удар получится при касании мяча в наивысшей точке прыжка. Спортсмен приземляется на носки. Также ноги должны немного согнуться для амортизации удара.

Еще одним видом удара головой является удар серединой лба с поворотом. Такой вид удара необходим для корректировки траектории мяча. Во время исполнения удара по мячу без прыжка для исполнения замаха необходимо туловище отклонить назад и в этот момент повернуться в сторону исполнения удара. Наряду с туловищем должны повернуться ноги, которые в свою очередь располагаются параллельно. Для более правильного исполнения поворот лучше обязательно выполнять на носках. Дальнейшие фазы удара и все тонкости соответствуют удару серединой лба. Также отличительной особенностью данного удара является то, что после отталкивания от поверхности туловище делает поворот в сторону удара и происходит отклонение тела назад. А последующие фазы также идентичны фазам удара серединой лба в прыжке.

Удар боковой частью лба важен, когда невозможно выполнить удар по мячу серединой лба с разворота, а мяч летит сбоку или справа, или слева. При исполнении удара без исполнения прыжка исходным положением является стойка ноги врозь. Если мяч летит справа, то для замаха тело наклоняется влево. Левая нога должна согнуться в коленном суставе и голеностопном. Также на левую ногу в этом случае переносится центр тяжести. Голова поворачивается по направлению к полету мяча. В момент разгибания ноги и выпрямления туловища начинается ударное движение. Общий центр тяжести переносится на правую ногу. На область лобных бугров приходится основное касания мяча и головы. Особенностью удара является отклонение тела после отталкивания от поверхности в противоположную сторону от цели. При помощи резкого сокращения предварительно растянутых мышц выполняется ударное движение [21,29].

А вот движения при ударе по мячу головой в падении кардинально отличаются от описанных ранее. Здесь в подготовительной фазе удара выполняется не только толчок, но и полет параллельно земле. На последних трех, четырех шагах в предварительной фазе туловище немного наклоняется вперед. Толчок выполняется при помощи одной из ног в направлении мяча. В

момент полета руки согнуты в локтевом суставе. Сила удара достигается за счет передачи силы, создаваемой массой тела футболиста и скорости его полета. В зависимости от расположения цели удар может быть выполнен средней частью и боковой частью лба. Приземление в заключительной фазе происходит на немного согнутые для амортизации руки. После касания руками поверхности происходит последовательный перекаат с груди на живот и ноги. Данный тип удара позволяет выполнить удар по мячу, находящемуся на неигровом расстоянии в три, четыре метра от игрока, при невозможности применить иные технические приемы [21,29].

Заключение по обзору литературы:

Подводя итог сказанному, важно отметить, что в основе управления движениями спортсменов лежит целый комплекс факторов – это и базовые рефлексы и двигательные навыки, присущие человеку, и сформировавшиеся в результате тренировочной деятельности двигательные стереотипы, и комплекс условия и внешних факторов, в которых эти движения выполняются, а так же индивидуальные анатомо-физиологические особенности спортсмена. Заданная программа реализации двигательного действия во многом определяет его результативность, однако значительную роль играют и постоянные коррегирующие воздействия, осуществляемые по ходу его выполнения. Положения теории Бернштейна сохраняют свою актуальность и во многом являются фундаментальной физиологической основой теории спортивной тренировки.

На описанные универсальные закономерности накладываются особенности, связанные с конкретным видом спорта. Основное двигательное действие в футболе – удар ногой по мячу. Именно эффективность таких ударов во многом определяет результат игры и, следовательно, отражает уровень квалификации спортсмена. Удар по мячу – сложное движение, в его реализацию вовлекаются все уровни регуляции.

Приводимый в обзоре литературы анализ свидетельствует, что для игры в футбол основные физиологические закономерности подробно описаны как в отечественной, так и в зарубежной литературе. В то же время — это утверждение относится только к физически здоровым игрокам.

Игра в футбол как средство двигательной рекреации и оздоровления, а также как способ социализации для лиц с ограниченными возможностями здоровья стала рассматриваться относительно недавно. При этом и методы тренировки, и техника игровых действий были экстраполированы из «большого» футбола. А, как свидетельствуют наши предыдущие исследования, такой подход, как правило, оказывается неэффективным в большинстве видов спорта. Спортсмены с ОВЗ, в силу своих анатомо-физиологических особенностей, связанных с изменением положения центра тяжести, с особыми двигательными стереотипами и т.д., не могут эффективно реализовывать традиционные технические приемы. Для них часто требуется разработка особых технических приемов и создание специфических подходов к тренировке. А для этого прежде всего необходимо исследовать, каким образом их физиологические особенности проявляются при выполнении двигательных действий в том или ином виде спорта. Однако такого рода исследования сегодня находятся на самой начальной стадии.

ГЛАВА 2. ОБЪЕКТ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Объект исследования

В качестве объекта исследования была выбрана группа студентов – мужского пола I-III курса (n=100) Томского государственного университета и Томского политехнического университета. Возраст студентов составлял $20,5 \pm 1,6$ лет. Класс футболистов соответствовал уровню сборной университета. Группа была поделена на основную группу (n=50) и контрольную группу (n=50).

К основной группе были отнесены футболисты с нарушениями опорно-двигательного аппарата (плоскостопием II-III степени в сочетании с сколиозом II-III степени).

В контрольную группу вошли футболисты без нарушений опорно-двигательного аппарата.

Частота тренировок и уровень нагрузок во время тренировочного процесса были идентичны. Тренировки проходили в подготовительный период 3 раза в неделю. Каждая тренировка длилась 120 минут и включала в себя упражнения на совершенствование технического мастерства, передачи мяча в парах и тройках, и удары по мячу по воротам. Также совершенствовалась тактическое мастерство спортсменов с помощью различных упражнений на групповое взаимодействие.

2.2. Методы исследования

2.2.1 Биомеханический анализ движений

Для биомеханического анализа использовался метод MotionTracking – по кадрам фотосъемка движения высокоскоростной цифровой камерой.

Данный комплекс используется как инструмент изучения двигательной деятельности и движений, в различных областях нейрофизиологии, травматологии и ортопедии, космической медицины, физиологии, психологии и спорта.

Комплекс видеоанализа движений состоит из аппаратной части, программного обеспечения и базы данных.

Аппаратная часть комплекса состоит из видеокамеры PhantomMiro EX2. Данная камера оборудована специальной матрицей, которая обеспечивает съемку со скоростью до 500 кадров в секунду. Более того, эта матрица обеспечивает очень высокую скорость определения экспозиции, которое составляет всего 2 микросекунды. Светочувствительность для цветной съемки составляет ISO 1200, а для черно-белой - ISO 4800 единиц. Управление происходит с помощью 3,5-дюймового сенсорного экрана. В нашем исследовании используется режим съемки с частотой в 100 кадров/с.

Во время проведения исследования на спортсменов крепятся маркеры на височную долю, на суставы: плечевой, лучезапястный, локтевой, тазобедренный, голеностопный и коленный сустав.



Рис. 5. Крепление маркеров на спортсмена для видеоанализа движений

Спортсмен по очереди выполняет три вида удара по мячу: удар внутренней стороной стопы, удар внешней стороной стопы и удар серединой подъема. Одновременно движения записываются на видеокамеру PhantomMire EX2. Камера крепится на штативе и подсоединяется к источнику питания и к компьютеру.

На первом этапе создается многозвенная биомеханическая модель упражнения - совокупность маркерных точек на теле испытуемого и последовательности их соединения. Также в базу заносятся данные о каждом футболисте (фамилия, имя) и параметры тест-объекта (размеры и направление осей координат).

К аппаратной части также относится персональный компьютер для обработки видеoinформации. В данной работе применялся компьютер на базе операционной системы Windows 7 с количеством оперативной памяти равным 1 Гб. Корректная работа обеспечивалась наличием видеокарты для видеомонтажа и соответствующего программного обеспечения. На втором этапе выполняется оцифровка положения маркированных точек на теле испытуемого в полуавтоматическом и ручном режимах.

Количественный анализ биомеханических характеристик движений и математическое моделирование движений обрабатывается с помощью программного обеспечения, в частности программы StarTraceTracker 1.1 VideoMotion®. С помощью программного модуля Tracker создается модель исследования биомеханической системы, строится проект изучения двигательных актов испытуемых с анализом угловых и линейных кинематических профилей, и их производных.

Данная программа обладает большим набором функций и возможностей. Этот инструмент может быть использован как для визуализации траектории движения интересующих точек тела спортсмена, так и для получения графиков перемещений, скоростей и их ускорений. На первом кадре отмечаются необходимые точки вручную, а программа автоматически отмечает эти же точки по всем следующим кадрам видеофрагмента. После этого возможен режим ручной корректировки положения меток при необходимости.

На одном кадре одновременно отмечалось 7 точек. Пользователь данной программы имеет возможность выбирать необходимую исходя из целей его работы комбинацию видеофрагментов и графиков движения, которые можно

наблюдать на экране одновременно. Программа позволяет введение пользователем вертикальных и горизонтальных линий разметки, которые привязаны к неподвижным или подвижным точкам на кадре. Возможно изменять цветовую гамму меток и соответствующим им графиков.

Пользователь при помощи горизонтального скроллинга имеет возможность для перемещения в любом направлении по всем кадрам видеофрагмента. Что поможет ему в отслеживании текущего положения меток на графиках их траекторий.

Как уже было сказано выше, третьей важной частью аппаратно-программного комплекса является база данных. Большую часть базы данных занимают файлы видеофрагментов с расширением .avi. После обработки видеоинформации и сохранения результатов автоматически создается 2 дополнительных файла с идентичными названиями, но разными расширениями. Первый тип файла .csv содержит информацию о траектории точек, а второй файл с расширением .wli несет в себе информацию о типе упражнения и данные о спортсмене.

В дальнейшем, все результаты сохраняются в виде Excel-таблиц графиков скоростей и их ускорений, перемещений, информация о координатах точек графиков и о положении выделенных опорных кадров.

На третьем этапе исследуются кинематические параметры (угол, угловая скорость, угловое ускорение) и анализируются производные характеристики движения.

2.2.2. Компьютерная стабилोगрафия

Метод стабилोगрафии – метод исследования баланса вертикальной стойки и ряда переходных процессов посредством регистрации положения, отклонений и других характеристик проекции общего центра тяжести на плоскость опоры.

Для проведения исследования был использован стабилоанализатор компьютерный с биологической обратной связью "Стабилан-01", представляющий из себя комплекс технических и программно-методических средств на основе компьютерной стабиллографии для диагностики нарушений равновесия тела человека, профессионального отбора и реабилитации двигательного-координационных расстройств.

Состав комплекса: стабилоплатформа тензометрическая. Регулируемая стойка второго монитора. Процессор AMDAthlon или IntelCeleron/PentiumIV. Программно-методическое обеспечение.

Основными методическими средствами стабиллометрического обследования являются стабиллометрические диагностические пробы, разработанные специалистами ЗАО «ОКБ «РИТМ», г. Таганрог.

В данном исследовании были проведены следующие тестовые пробы:

1. Тест Ромберга

Методика данного теста состоит из двух проб – с открытыми и закрытыми глазами. Она является основной при проведении обследований с целью контроля динамики лечения и ряда других клинических исследований. Для проведения методики запускают новое обследование, в списке методик выбирают – Тест Ромберга. Исследуя панель управления, пользователю следует перед записью пробы последовательно выполнить следующие действия: Установить человека на стабилоплатформу; Совместить ЦД с центром координат; Нажав кнопку (Запись), приступить к проведению пробы.

В фоновой пробе используется визуальная стимуляция в виде чередующихся кругов разного цвета, расположенных на экране напротив глаз обследуемого. Обследуемому необходимо сосчитать количество белых кругов. На экране, после завершения записи, появляется окно запроса количества белых кругов. Исследователем вносится в данное окно количество сосчитанных белых кругов обследуемым и нажимается кнопка (ОК).

В пробе с закрытыми глазами используется звуковая стимуляция в виде тональных сигналов, количество которых также необходимо сосчитать. В

завершении записи на экране монитора появляется окно запроса количества звуковых сигналов. Вносится количество сигналов, названное обследуемым человеком, в окошко строки «Количество звуковых сигналов» и нажимается кнопка (ОК). По окончании записи пробы с закрытыми глазами обследование завершено, и программа переходит к обработке результатов обследования. В окне проведенного обследования «Тест Ромберга» имеются закладки Тест Ромберга, Нормы для теста Ромберга, Анализ динамики.

2. Тест с поворотом головы

Цель обследования состоит в выявлении изменений функции равновесия, связанные с нарушением кровообращения в вертебробазилярном бассейне. Методика состоит из трех проб – фоновой, поворот головы направо и поворот головы налево. Для проведения теста, обследуемого просят встать на платформу и запускают новое обследование, выбрав в списке методик – Тест с поворотом головы.

При запуске обследования возникает окно Проведения пробы, содержащее кнопки (Центровка) и (Запись), строки длительность записи и физиологические каналы. Пробы проводятся последовательно. В каждой пробе проводится «центрирование», нажатием кнопки (Центровка). Для воспроизведения записи сигнала, необходимо нажать кнопку (Запись). В фоновой пробе используется визуальная стимуляция в виде чередующихся кругов разного цвета. Обследуемому человеку необходимо сосчитать количество белых кругов. После завершения записи на экране появится окно запроса количества сосчитанных кругов. Вносится названное количество кругов в окошко строки «Количество белых кругов», и нажимается кнопка (ОК).

В пробе с поворотом головы направо используется звуковая стимуляция в виде тональных сигналов, количество которых необходимо сосчитать обследуемому человеку. Стоя на стабиллоплатформе, при записи этой пробы, обследуемый должен максимально повернуть голову в правую сторону. После завершения этой записи на экране монитора появляется окно запроса

количества звуковых сигналов. Вносится количество звуковых сигналов, названных обследуемым человеком, в окошко строки «Количество звуковых сигналов» и нажимается кнопка (ОК). В пробе с поворотом головы налево также используется звуковая стимуляция в виде тональных сигналов, количество которых необходимо сосчитать. При записи этой пробы пациент, стоя на стабиллоплатформе, максимально поворачивает голову в левую сторону. После окончания записи на экране монитора появляется окно запроса количества звуковых сигналов. Вносится количество звуковых сигналов, названных обследуемым пациентом, в окошко строки «Количество звуковых сигналов» и нажимается кнопка (ОК).

По окончании записи пробы обследование завершено, и программа переходит к обработке результатов обследования. В окне проведенного обследования «Тест с поворотом головы» имеются закладки Тест с поворотом головы, Заключение, Анализ динамики показателей в тесте, Анализ воздействия проб.

3. Тест на устойчивость

Тест дает возможность оценить запас устойчивости человека при отклонении в одном из четырех направлений – вперед, вправо и влево, назад. Для проведения теста пациента устанавливают на стабиллоплатформу и запускают новое обследование, выбрав в списке тестов – Тест на устойчивость. В окне Проведение пробы в панели управления располагаются поля Выбор направления и Количество повторений. В поле Выбор направления имеется список направлений для данного теста: случайный, по часовой стрелке, против часовой стрелки. При проведении пробы пользователь может изменить направление. В поле Количество повторений пользователь задает необходимое для проведения обследования количество повторов в каждом направлении.

В поле ПНСС данного обследования располагаются два маркера красный и зеленый. Красный маркер отображает положение ЦД пациента. Зеленый маркер находящийся под управлением компьютера, плавно

смещается в одну из четырех сторон. Задача обследуемого заключается в удержании отклонением тела красный маркер на зеленом. Когда обследуемый теряет способность удерживать маркер, он должен вернуть красный маркер в центр.

После окончания обследования открывается окно обработки результатов. Для проведения стабилметрического исследования испытуемый располагается на платформе в удобной для него позе. Стопы рекомендуется устанавливать в позиции «пятки вместе - носки врозь», причем носки обеих стоп должны находиться на одной линии. При выполнении тестовых методик, связанных с необходимостью произвольного удержания и перемещения ЦД (например, тест на устойчивость), требуется наличие у испытуемого хотя бы минимального навыка управления положением ЦД. Для этого перед началом тестирования рекомендовано выполнить несколько подготовительных упражнений. Упражнения удобнее всего выполнять в процессе компьютерной стаблогографической игры «Фигурки по кресту», входящей в стандартное программное обеспечение стабилоанализатора «Стабилан-01», изготавливаемого ЗАО «ОКБ «РИТМ».

Технология выполнения упражнений начинается с постановки испытуемого на платформу. Включения компьютерной игры (при необходимости производится дополнительное центрирование платформы). Далее пациенту предлагается, не отрывая стоп от платформы, переносить вес тела с правой ноги на левую и с пяток на носок, следя при этом за перемещением своего собственного ЦД, представленного на экране крестиком. Упражнение рекомендуется выполнять от 4-6 до 8-10 раз. Если смысл выполняемых действий понят, и техника произвольного управления положением ЦД освоена, можно переходить к выполнению тестовых проб.

4. Стаблогографический тест при исполнении удара по мячу

Цель теста – выявить особенности функции равновесия и координации при исполнении ударов по мячу. Всем обследуемым было

необходимо выполнить 3 удара стопой по мячу: внутренней стороной стопы, тыльной и внешней стороной стопы.

При проведении всех стабилметрических исследований воздействие отвлекающих факторов (громкой музыки или речи, наличие посторонних людей и др.) должно быть сведено к минимуму.

Основные стабилметрические показатели, вычисляемые с помощью компьютерного стабиланализатора «Стабилан-01»:

$Y_{\text{ср}}$. - начальное смещение ЦД в сагиттальном направлении (вперед-назад) в мм;

$X_{\text{ср}}$. - начальное смещение ЦД во фронтальной (слева направо) плоскости в мм;

Q_y – разброс (величина девиации) ЦД в сагиттальной плоскости в мм;

Q_x – разброс (величина девиации) ЦД во фронтальной плоскости в мм;

L – нормированная по времени длина кривой статокинезиграммы в мм/с;

R – средний разброс (средний радиус) отклонения ЦД в мм;

S – нормированная по времени площадь статокинезиграммы в кв.мм/с;

2.2.3. Электромиография

Метод исследования биоэлектрических потенциалов в мышцах спортсмена при возбуждении мышечных волокон. Исследование выполнялось на многофункциональном компьютерном комплексе электронейромиограф «Нейро-МВП-4» (рис. 6). Комплекс состоит из блока пациента с необходимым набором каналов и программно-методического обеспечения. С помощью данного прибора возможно диагностировать и исследовать электрическую активность мышц и нервов, а также вызванные потенциалы мозга (зрительные, соматосенсорные, слуховые), биопотенциалы при магнитной стимуляции, используя 4 канала связи.

Специальное программное обеспечение, позволяющее записать и обработать электромиографические кривые, сопровождать их текстом, выводить на печать, хранить сигналы и данные о обследуемых в

электронной картотеке на винчестере или другом устройстве для хранения информации.

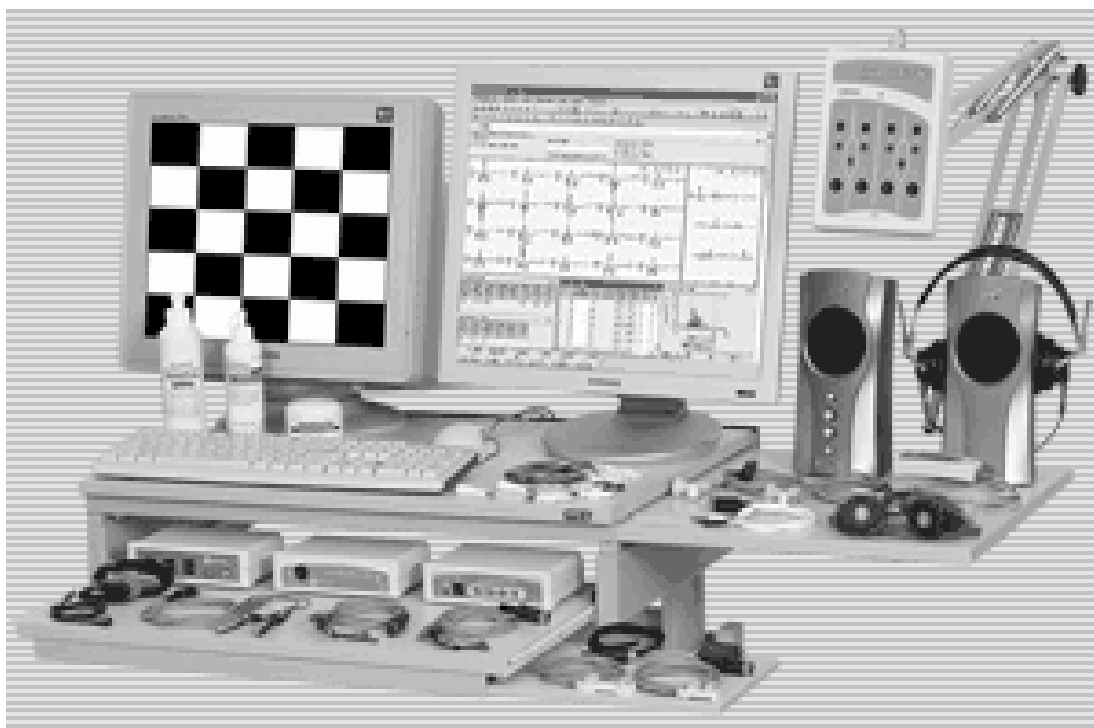


Рис. 6. Многофункциональный комплекс «Нейро-МВП-4»

При проведении исследования используются поверхностные электроды, состоящие из металлических дисков площадью до 1 см^2 , вмонтированные в фиксирующую колодку для обеспечения постоянного расстояния между ними – 2 см.

Данный эксперимент включает в себя такие этапы, как ввод исходных сведений в карточку пациента, выбор сценария записи, наложение электродов, запись ЭМГ и сохранение исследования в картотеке.

На первом этапе создавалась карточка пациента, которая содержала медицинские данные испытуемого футболиста. Из справочника конфигураций съёма выбирался вариант условия проведения исследования. Выбор конкретной конфигурации влиял на расположение и количество необходимых электродов.

Электроды накладываются исходя из анатомического расположения мышц.

Два электрода фиксировались на икроножной мышце и один на широкой мышце. Первый электрод– на латеральной головке икроножной мышцы, второй электрод– на медиальной головке икроножной мышцы и третий – на нижнюю треть широкой мышцы. Четвертый электрод фиксировался в зависимости от типа удара по мячу:

- при ударе внутренней стороной стопы на верхнюю треть латеральной широкой мышцы;
- при ударе внешней стороной стопы на длинную приводящую мышцу;
- при ударе средней частью подъема на прямую мышцу бедра.

На противоположной от рабочей ноги крепился заземляющий электрод, предварительно обработанный в физиологическом растворе.

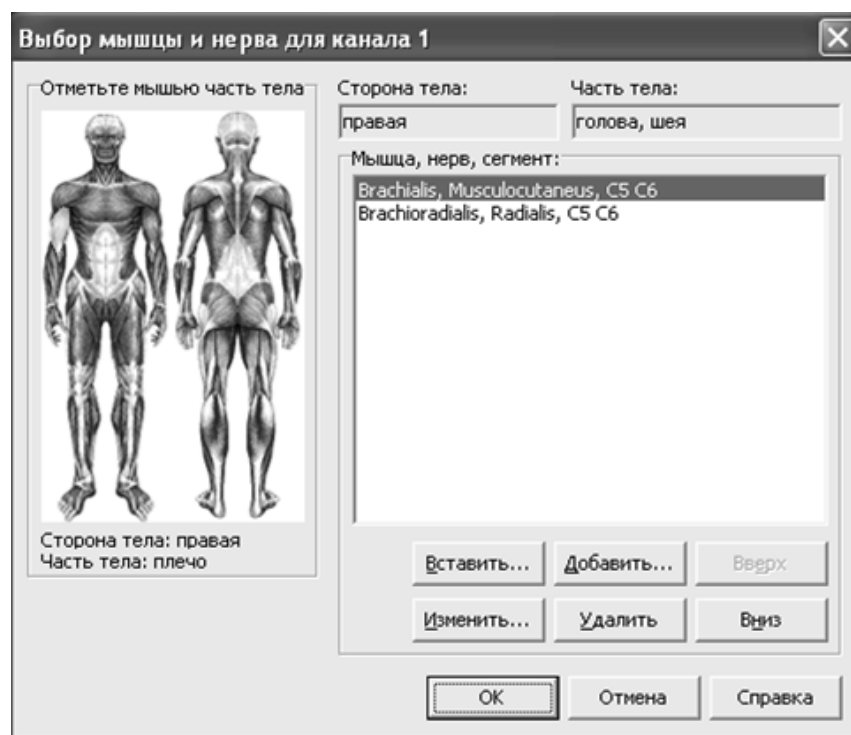


Рис. 7.Схема наложения электродов

Места наложения электродов предварительно обрабатывались спиртом, а на поверхность электродов, которая контактировала с кожей, наносился электродный гель с целью снижения межэлектродного сопротивления. После наложения электродов проверялось подэлектродное сопротивление, которое

определяется как противодействие потоку переменного тока через границу между кожей и электродом. Измеряется между отдельным электродом и всеми остальными электродами, выражается в килоомах (кОм). Значения подэлектродного сопротивления напрямую влияют на качество записи ЭМГ и не должны превышать допустимого значения – обычно не более 10 кОм.

После наложения электродов спортсмен выполняет удары по мячу из положения без разбега, используя три ранее описанных типа удара – удар внутренней стороной стопы, удар средней частью и удар внешней стороной стопы. Всем испытуемым проводилась запись интерференционной поверхностной ЭМГ. После регистрации биоэлектрической активности мышц запускалась автоматическая генерация описания исследования.

При анализе электромиограммы оценивались такие показатели, как средняя частота осцилляций (Гц) и максимальная амплитуда (мкВ).

2.2.4 Статистическая обработка материала

Статистическая обработка материала проведена с использованием прикладного программного пакета Statistica10.0 for Windows фирмы Statsoft. Результаты представлены в виде среднего арифметического значения и ошибки среднего значения ($\bar{X} \pm SE$).

Для проверки характера распределения признака полученных данных использовали критерий Колмогорова–Смирнова. Так как сформирования выборки не подчинялись закону нормального распределения, применение параметрических статистических критериев, построенных на основании параметров совокупностей, распределяемых по нормальному закону, являлось недопустимым.

Для сравнения контрольной и основной групп между собой уровень значимости при проверке гипотезы принадлежности двух выборок к одной генеральной совокупности оценивался по U – критерию Манна-Уитни для независимых выборок.

Для сравнения внутригрупповых изменений (в частности, динамика показателей по фазам выполнения удара, открытые – закрытые глаза при

исполнении теста Ромберга) уровень значимости при проверке гипотезы принадлежности двух выборок к одной генеральной совокупности оценивался по W - критерию Вилкоксона для попарно связанных выборок.

Критический уровень значимости (p) при проверке статистических гипотез в исследовании принимался равным 0,05.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

3.1. Биомеханические характеристики ударных движений у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата

3.1.1. Удар средней частью подъема стопы

Как было описано в 1-й главе, удар по мячу состоит из четырех фаз: предварительная (1), подготовительная (2.1, 2.2), рабочая (3.1, 3.2) и завершающая (4). В тоже время, подготовительная фаза состоит из двух этапов: замах ударной ноги (2.1) и постановка опорной ноги (2.2). Рабочая же фаза делится на следующих два этапа: ударное движение (3.1) и проводка (3.2).

При проведении анализа перемещения суставов и частей тела во время удара по мячу средней частью подъёма, наиболее значимые различия были обнаружены в величинах перемещении плечевого сустава по вертикали и горизонтали (рис. 8). Параметры перемещения по горизонтали в основной группе варьирует в пределах 755 ± 25 мм ($p < 0,05$). Это намного ниже уровня контрольной группы, параметры перемещения в которой составляют 1300 ± 25 мм. Величина смещения при сравнении основной и контрольной группы намного больше именно в контрольной группе. Уже в предварительной фазе (1) при подготовке к удару величина смещения составляет 613 ± 25 мм. Далее она продолжает увеличиваться и достигает максимального значения во время завершающей фазы (4) и равняется 685 ± 25 мм ($p < 0,05$).

Что касается перемещений по вертикали, то в данном случае отличаются не только величина, но и характер изменений. Величина перемещения плечевого сустава основной группы до первого этапа рабочей фазы (3.1) повышается до 1600 ± 25 мм ($p < 0,05$). И потом начинает снижаться до величин приблизительно равных 1551 ± 25 мм. В свою очередь величина контрольной группы начинаясь в предварительной фазе (1) с 1650 ± 25 мм. на протяжении всех фаз удара увеличиваются до 175 ± 5 мм, за исключением этапа проводки в

рабочей фазе. Здесь начинается снижение величины перемещения до 1672 ± 25 мм.

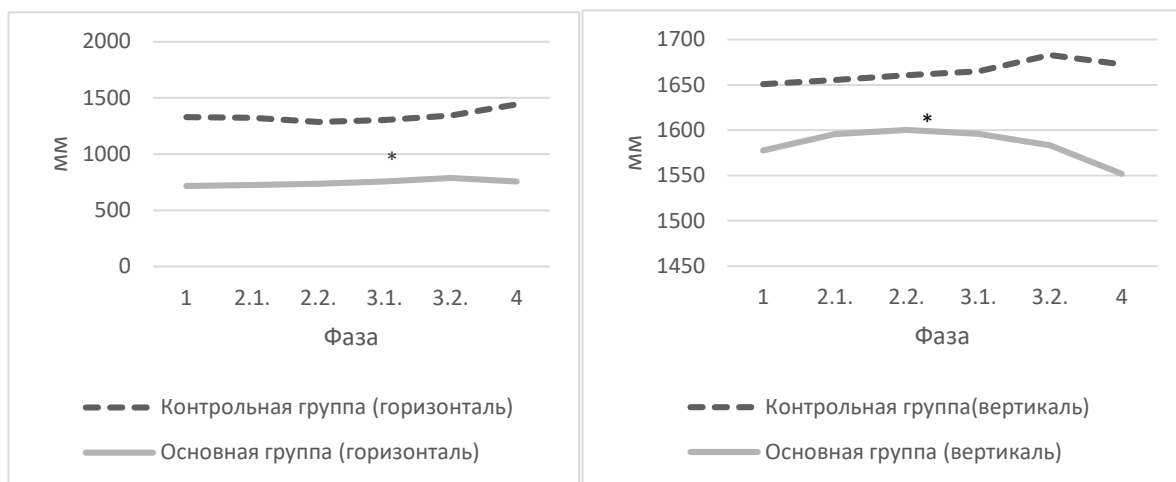


Рис.8. Величины перемещения (мм.) плечевого сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

* - достоверность различий между группами в указанные фазы ($p < 0,05$)

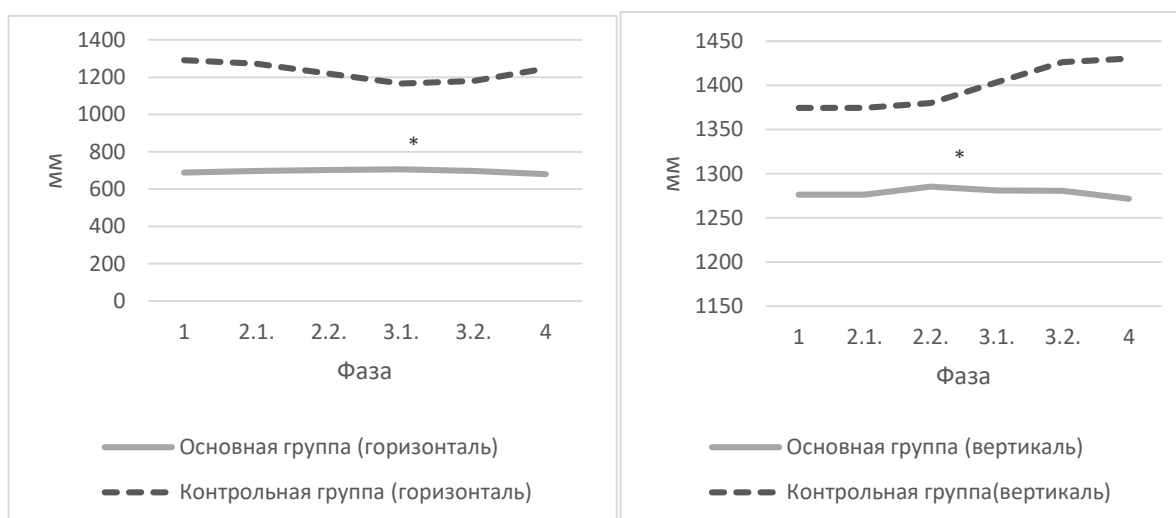


Рис.9. Величины перемещения (мм.) локтевого сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

* - достоверность различий между группами в указанные фазы ($p < 0,05$)

В локтевом суставе (рис. 9) также были обнаружены различия при перемещениях. В основной группе параметры перемещений по горизонтали достоверно отличались в меньшую сторону по сравнению с контрольной группой. Величина смещения варьируются в пределах 690 ± 15 мм ($p < 0,05$). Отличие двух групп в перемещении по вертикали заключалось в том, что во время подготовительной фазы этапа постановки опорной ноги (2.2) в контрольной группе начинается резкое увеличение величины перемещения

локтевого сустава от 1405 ± 15 мм. В основной же группе величина остаётся равномерной на протяжении всего удара, за исключением небольшого понижения в завершающей фазе (4) до 1271 ± 25 мм ($p < 0,05$).

Еще одним важным показателем является скорость. Параметр, который дополняет перемещение и отражает скорость перемещения точки. Если точка перемещается быстрее, то и часть тела движется быстрее и наоборот. Медленное движение точки говорит о медленном движении части тела. Положительная скорость точки говорит об удалении от начала координат, а отрицательная - приближение к началу координат.

Были выявлены значительные различия при ударе по мячу средней частью подъёма в тазобедренном суставе (рис. 10). Достоверные различия были обнаружены при оценке параметров движения по горизонтали и вертикали. Скорость движения тазобедренного сустава у спортсменов из основной группы начинается со значительного удаления от центра координат со скоростью 1110 ± 25 мм/с, в свою очередь в контрольной группе происходит приближение к началу координат со скоростью около 530 ± 25 мм/с ($p < 0,05$). Затем идет медленное приближение к началу координат на протяжении подготовительной фазы (2.1) с изменением скорости на положительную, т.е. начинается отдаление тазобедренного сустава от начала координат до скорости 726 ± 15 мм/с. А с началом рабочей фазы (3.1) начинается обратный процесс снижения скорости отдаления и до приближения со скоростью 240 ± 15 мм/с. А в основной группе с началом подготовительной фазы (2.1) начинается процесс удаления от начала координат и достигает максимального значения в завершающей стадии (4).

Изменения скорости в вертикальной плоскости в исследуемых группах также имеют различия. В предварительной фазе (1) в основной группе движение начинается с удаления от начала координат со скоростью 532 ± 15 мм/с ($p < 0,05$). А скорость контрольной группы наоборот с приближения к началу координат со скоростью 1530 ± 15 мм/с. На протяжении второй

подготовительной фазы (2.2) в основной группе скорость тазобедренного сустава значительно не меняется и находится на уровне 3 мм/с и немного увеличивается до 213 ± 15 мм/с. В третьей фазе на этапе ударного движения (3.1) начинается ускорение до уровня 1123 ± 15 мм/с с отдалением от начала координат. А во время этапа постановки опорной ноги (2.2) в основной группе происходит резкое приближение к началу координат со скоростью 869 ± 15 мм/с в завершающей стадии ($p < 0,05$). В то время как в контрольной группе тазобедренный сустав находится около начала координат и скорость меняется не значительно.

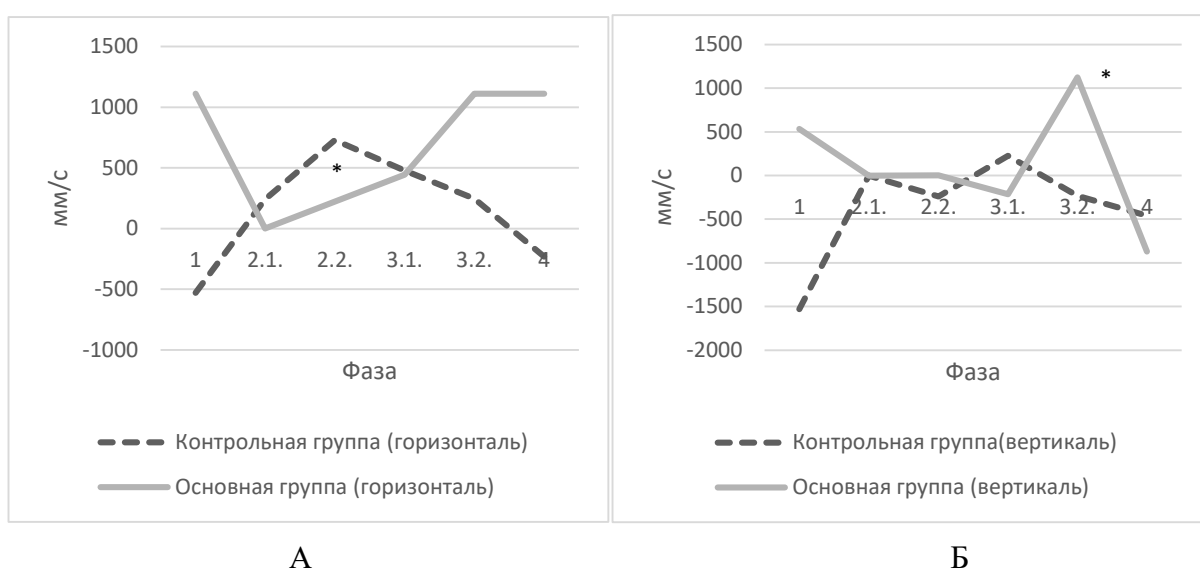


Рис.10. Величины скорости (мм/с) движения тазобедренного сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

* - достоверность различий между группами в указанные фазы ($p < 0,05$)

3.1.2. Удар внешней частью подъема стопы

Наиболее значимые различия были найдены при перемещении плечевого сустава по горизонтали и вертикали во время удара по мячу внешней частью подъёма (рис. 11). При перемещениях по горизонтали параметры основной группы варьируются в пределах от 740 ± 15 ($p < 0,05$). И данные параметры намного ниже уровня контрольной группы перемещения которых находятся на уровне от 1280 ± 15 мм ($p < 0,05$). Величина смещения при сравнении основной и контрольной группы намного больше именно в контрольной группе. Характер изменений также отличается. Перемещения

плечевого сустава в основной группе на протяжении всего процесса исполнения удара увеличивается. Что касается контрольной группы, то здесь происходит попеременное увеличение и уменьшение перемещения. После предварительной фазы (1) начинается уменьшение до 1254 ± 15 мм, затем начинается увеличение с максимумом в 1297 ± 15 мм в рабочей фазе (3.1).

Величина перемещения плечевого сустава основной группы на протяжении всех фаз исполнения удара по вертикали увеличиваются с 735 ± 15 мм ($p < 0.05$). В свою очередь величина перемещения контрольной группы начинаясь в предварительной фазе (1) с 1259 ± 15 мм на протяжении подготовительной фазы (2.1) уменьшаются до 1254 ± 15 мм, затем в рабочей фазе (3.1) увеличиваются до 1297 ± 15 мм. Далее происходит опять уменьшение до 1243 ± 15 мм.

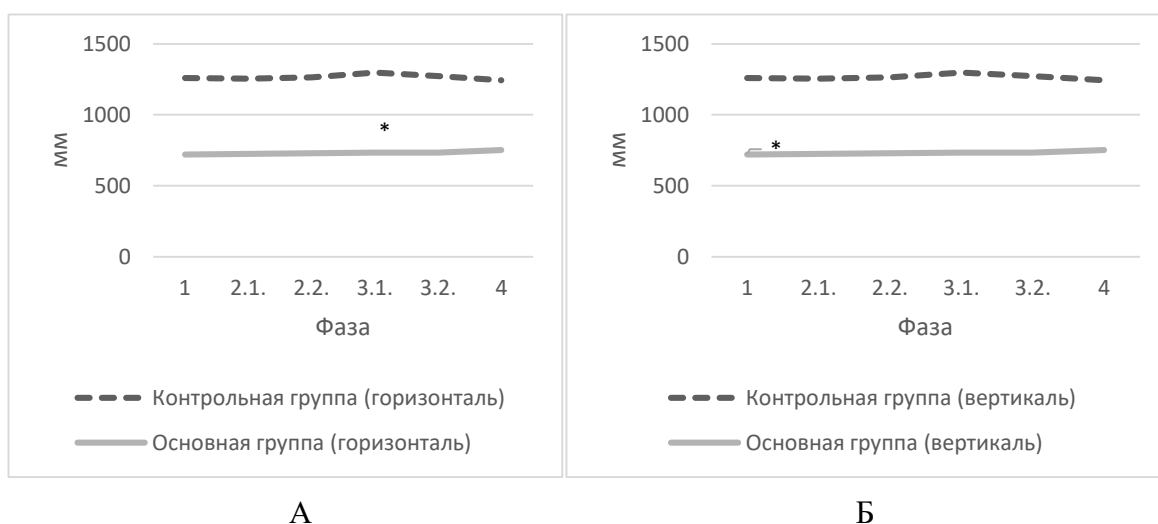


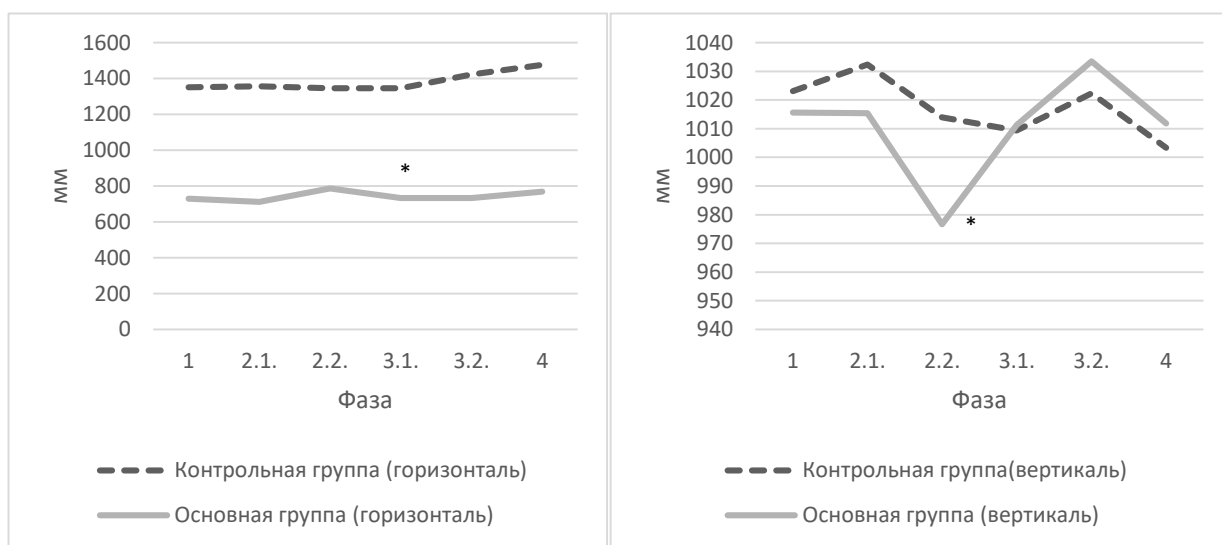
Рис.11. Величины перемещения (мм.) плечевого сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

* - достоверность различий между группами в указанные фазы ($p < 0,05$)

Существенные различия выявлены при перемещении голеностопного сустава по горизонтали и вертикали во время удара по мячу внешней частью подъёма (рис. 12). При перемещениях по горизонтали величина перемещения основной группы (от 750 ± 25 мм, $p < 0.05$) намного ниже уровня контрольной группы перемещения (от 1400 ± 25 мм). Следовательно, величина смещения при сравнении основной и контрольной группы намного больше именно в контрольной группе. Уже в предварительной фазе (1) при подготовке к удару величина смещения составляет 521 ± 25 мм. Далее она продолжает

увеличиваться и достигает максимального значения во время завершающей фазы (4) и равняется 672 ± 25 мм.

А вот при перемещениях по вертикали отличаются не только величины, но и характер изменений. Величина перемещения голеностопного сустава основной группы в первой и второй фазах остаются на одном уровне в районе 1015 ± 25 мм. Потом начинают снижаться до показателей приблизительно равных 976 мм. Со второго этапа подготовительной фазы (2.2) начинается увеличение до второго этапа рабочей фазы (3.2) с 976 ± 25 мм до 1033 ± 25 мм. И в завершающей стадии (4) происходит небольшое снижение ($p < 0.05$). В свою очередь величина перемещений контрольной группы начинаясь в предварительной фазе (1) с 1023 ± 25 мм, немного увеличиваются. В подготовительной фазе (2.1) происходит уменьшение перемещений до 1011 ± 25 мм. На первом этапе рабочей фазы (3.1) увеличивается до 1022 ± 25 мм и опять снижается в завершающей фазе (4).



А

Б

Рис.12. Величины перемещения (мм.) голеностопного сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

* - достоверность различий между группами в указанные фазы ($p < 0,05$)

Еще одним важным показателем, как уже было сказано является скорость. Параметр, который дополняет перемещение и отражает скорость перемещения точки.

Достоверные различия были выявлены при ударе по мячу внешней частью подъёма в коленном суставе (рис. 13). Они наблюдаются при движении по горизонтали и вертикали. Скорость движения коленного сустава у спортсменов из основной группы начинается с приближения к началу координат со скоростью 1851 ± 25 мм/с и полным приближением к началу в предварительной фазе (1). Затем плечевой сустав начинает удаляться от центра до первого этапа рабочей фазы (3.1) и скорости 444 ± 25 мм/с ($p < 0.05$). А во время постановки опорной ноги (2.2) приближается к началу координат и не меняет своего положения вплоть до завершающей стадии (4). В свою очередь в контрольной группе происходит приближение к началу координат со скоростью около 2196 ± 25 мм/с. Затем идет медленное приближение к началу координат на протяжении подготовительной фазы (2.1) с изменением скорости на положительную, т.е. начинается отдаление тазобедренного сустава от начала координат до скорости 2408 ± 25 мм/с в завершающей стадии (4).

По вертикали изменения скорости исследуемых группах также имеют различия. В предварительной фазе (1) в основной группе движение начинается с удаления от начала координат со скоростью 931 ± 15 мм/с ($p < 0.05$). А скорость контрольной группы со скоростью 1403 ± 15 мм/с. На протяжении второй подготовительной фазы (2.2) в основной группе скорость тазобедренного сустава значительно не меняется и находится на уровне $2 \pm 0,2$ мм/с. В третьей фазе на этапе ударного движения (3.1) начинается отдаление от центра координат со скоростью 230 ± 15 мм/с. А во время этапа постановки опорной ноги (2.2) в основной группе происходит приближение к началу координат со скоростью 201 ± 15 мм/с и полное приближение к началу координат в завершающей стадии (4). В то время как в контрольной группе голеностопный сустав постоянно меняет характер движения с отдалением от центра в предварительной (1) и рабочей фазе (3.1), и приближением в подготовительной фазе (2.2) и рабочей фазе (3.2).

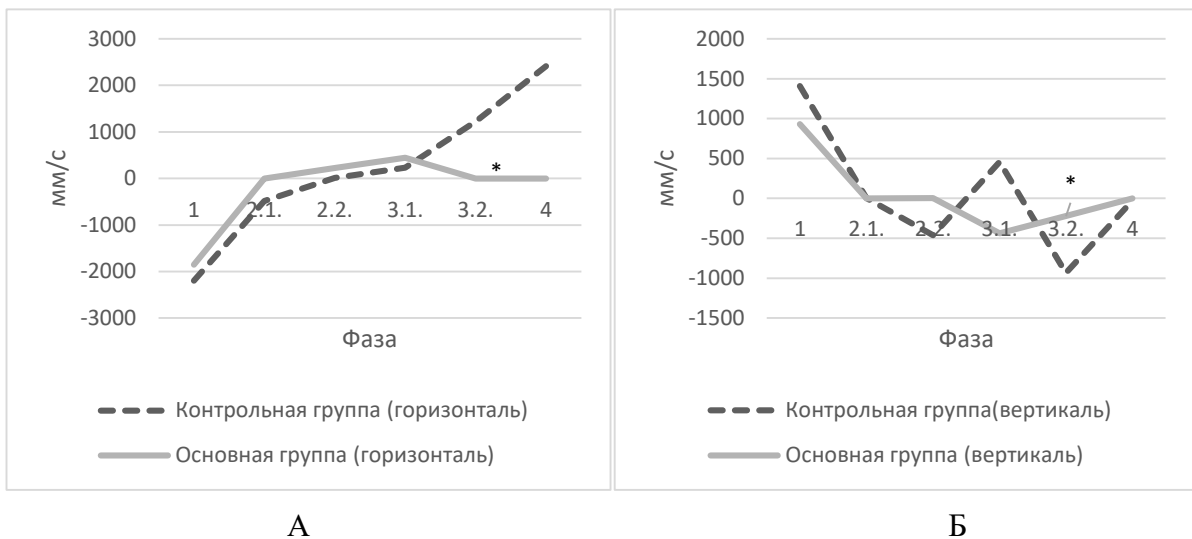


Рис.13. Величины скорости (мм/с) движения тазобедренного сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

* - достоверность различий между группами в указанные фазы ($p < 0,05$)

3.1.3. Удар внутренней частью подъема стопы

Многопараметрический анализ удара внутренней частью стопы позволил разделить цикл удара на шесть биомеханических фаз. Отметим наиболее существенные различия каждой фазы цикла.

При анализе перемещений суставов и частей тела во время удара по мячу внутренней частью стопы существенные различия выявлены при перемещении головы по горизонтали и вертикали (рис. 14). При перемещениях по горизонтали величина основной группы (от 935 ± 25 мм) меньше показателей контрольной группы, перемещения которых находятся на уровне 1550 ± 25 мм. Следовательно, величина смещения при сравнении основной и контрольной группы намного больше именно в основной группе. Уже в предварительной фазе (1) при подготовке к удару величина смещения составляет 572 ± 25 мм. Далее она продолжает увеличиваться и достигает максимального значения во время завершающей фазы (4) и равняется 731 ± 25 мм.

А вот при перемещениях по вертикали отличаются не только величина, но и характер изменений. Величина перемещения головы основной группы до первого этапа рабочей фазы (3.1) остаются на одном уровне в районе 185 ± 15

мм. И потом начинают снижаться до показателей приблизительно равных 178 ± 15 мм. В свою очередь величина контрольной группы начинаясь в предварительной фазе (1) с 189 ± 15 мм. на протяжении всех фаз удара снижаются до 175 ± 15 мм. Единственная фаза, в которой перемещение головы являются равными 184 ± 15 мм. является подготовительная (2.2).

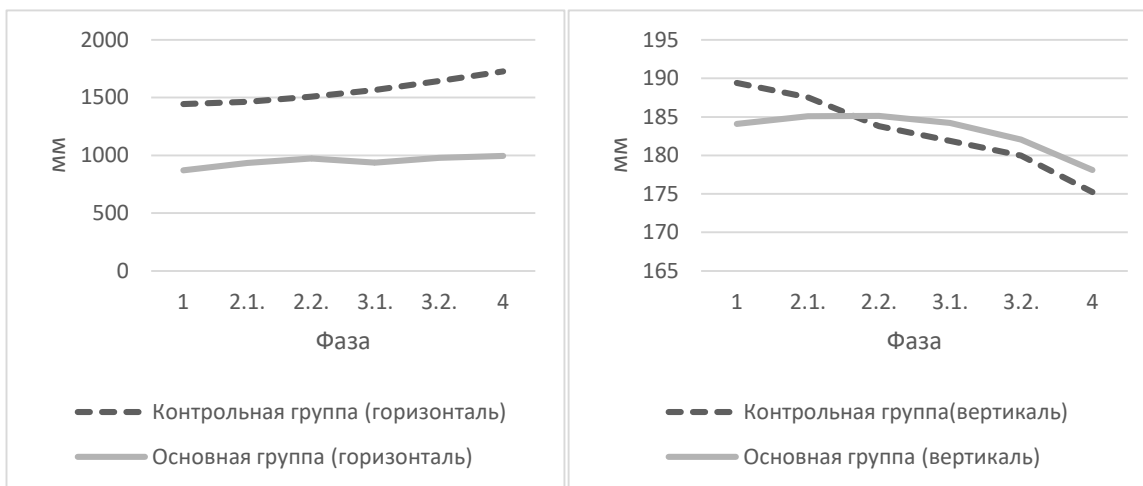


Рис.14. Величины перемещения (мм.) головы по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

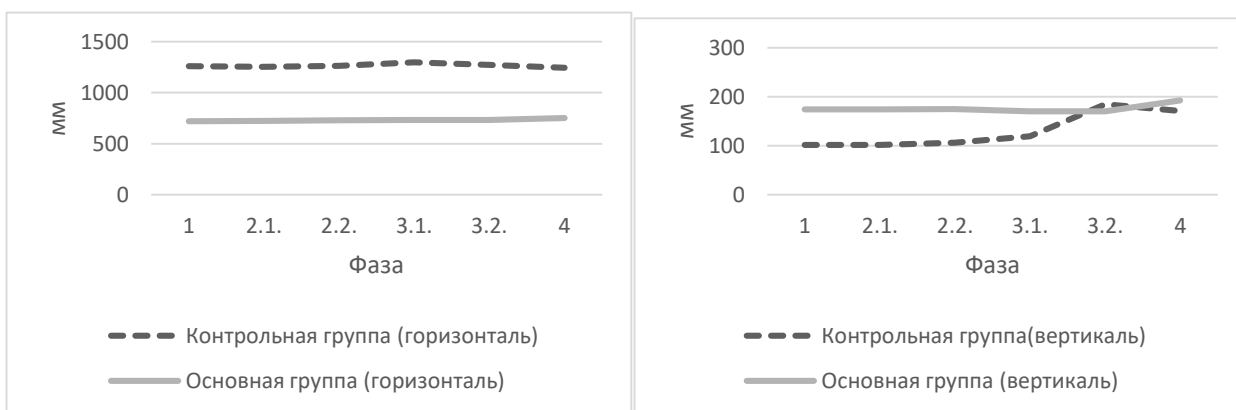


Рис.15. Величины перемещения (мм.) голеностопного сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

В голеностопном суставе (рис. 15) наблюдаются схожие различия при перемещениях. По горизонтальной оси параметры перемещений у основной группы значительно отличаются в меньшую сторону по сравнению с контрольной группой. Величины смещения варьируются от 525 ± 25 мм. Основное отличие перемещений по вертикали основной группы от контрольной группы заключается в том, что во время начала рабочей фазы

(3.1) в контрольной группе начинается резкое увеличение показателей перемещения голеностопного сустава со 150 ± 15 мм и понижение в завершающей стадии (4) до 170 ± 15 мм. В то время как в основной группе показатели остаются равномерными на протяжении всех фаз удара, за исключением повышения со 170 ± 15 мм в рабочей фазе (2.2), до 192 ± 15 мм в завершающей стадии (4).

Еще одним важным показателем является скорость. Параметр, который дополняет перемещение и отражает скорость перемещения точки. Анализируя величины скоростей можно также наблюдать значительные различия при ударе по мячу внутренней стороной стопы в тазобедренном суставе (рис. 16). Основные расхождения наблюдаются при движении по горизонтальной оси. Скорость движения тазобедренного сустава у спортсменов из основной группы начинается с небольшого удаления от центра координат с небольшой скоростью 148 ± 15 мм/с, в свою очередь в контрольной группе происходит удаление от начала координат со скоростью около 2600 ± 25 мм/с. Затем идет выравнивание характера изменений скорости на протяжении подготовительной фазы (2.1) и рабочей фазы (3.1). В завершающей стадии (4) у основной группы скорость остается на уровне рабочей фазы (3.2). А в контрольной группе скорость продолжает расти до 1900 ± 25 мм/с.

По вертикали изменения скорости в группах различаются значительней. В предварительной фазе в основной группе движение начинается с удаления от начала координат со скоростью 2000 ± 25 мм/с. А скорость контрольной группы наоборот с приближения к началу координат со скоростью 1500 ± 25 мм/с. На протяжении второй подготовительной фазы (2.2) в обеих группах происходит приближение тазобедренного сустава к началу координат с небольшой скоростью. В третьей фазе на этапе ударного движения (3.1) начинается ускорение в обеих группах приблизительно равное 800 ± 25 мм/с с отдалением от начала координат. А во время этапа постановки опорной ноги (2.2) в основной группе происходит резкое приближение к началу координат

(скорость 1100 ± 25 мм/с) и резкое отдаление от него в завершающей стадии (4). В то время как в контрольной группе происходит постепенное приближение к началу координат.

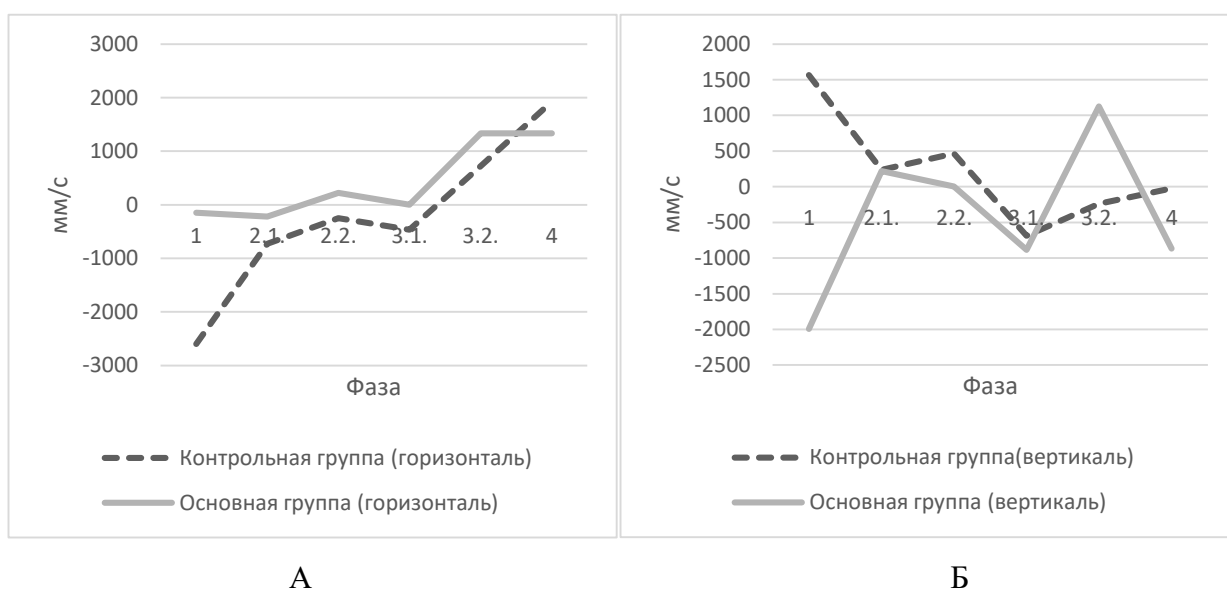


Рис.16. Величины скорости (мм/с) движения тазобедренного сустава по горизонтали (А) и по вертикали (Б) при ударе внутренней частью стопы.

3.2. Особенности поддержания равновесия при выполнении удара по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата

В данном разделе был проведен анализ движения общего центра тяжести (ОЦТ) футболистов при исполнении ими удара по мячу внутренней стороной стопы, средней частью подъема и внешней стороной стопы, что позволило выявить достоверные различия между опытной и контрольной группой спортсменов. Полученные результаты представлены в таблицах 1 – 13.

Для оценки функции равновесия при исполнении удара по мячу применялся стабиллографический тест.

При исполнении удара по мячу у основной группы футболистов в подготовительной фазе происходит перемещение ОЦТ назад (рис 19.). А в рабочей фазе в момент непосредственного выполнения касания по мячу эффективность удара снижается. Это происходит из-за волнообразной траектории движения ОЦТ спортсмена.

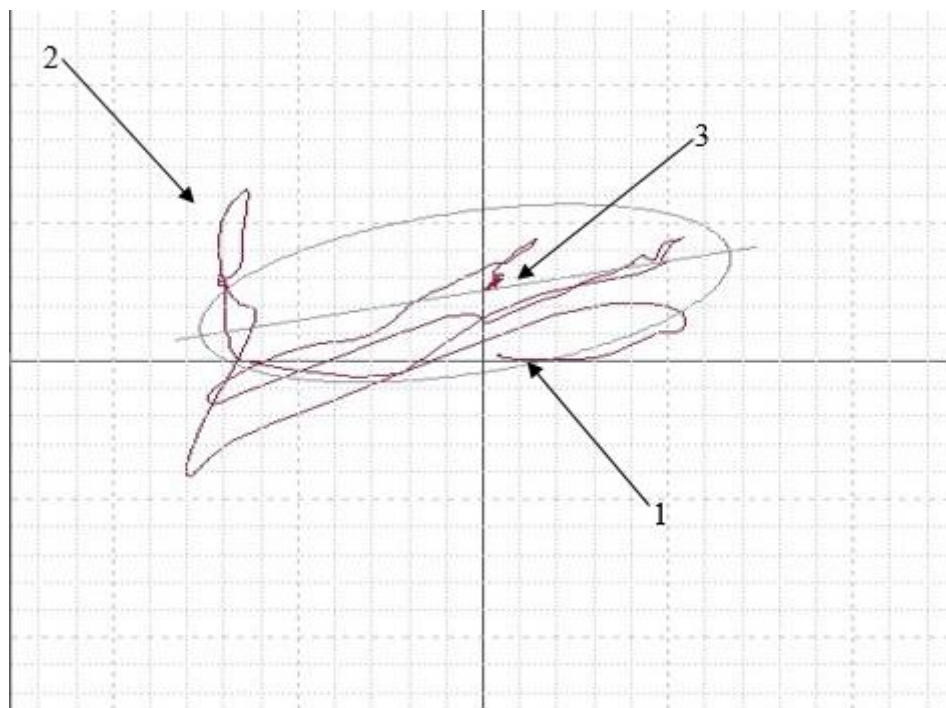


Рис. 19. Статокинезиграмма исполнения удара внутренней стороной стопы футболистом основной группы

Примечание: стрелками указаны:

1. начало исполнения движения;
2. момент удара по мячу;
3. окончание движения

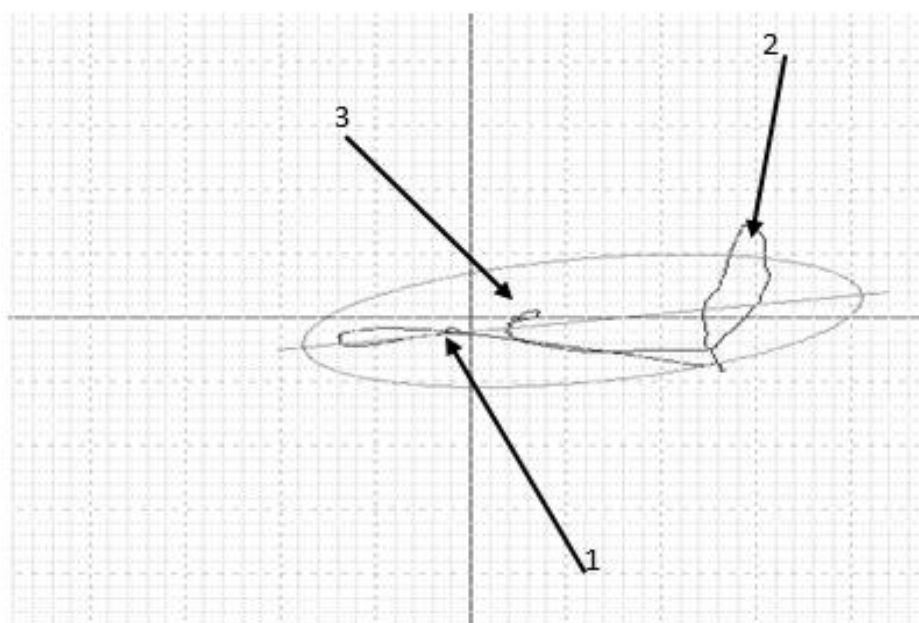


Рис. 20. Статокинезиграмма исполнения удара внутренней стороной стопы футболиста контрольной группы

Примечание: обозначения см. рис. 19.

Таблица 1

Стабилографические величины при исполнении удара внутренней стороной
СТОПЫ

(X±m)

	Основная группа	Контрольная группа
Величина	Удар внутренней стороной стопы	Удар внутренней стороной стопы
Фронтальная ось (разброс), мм	32,4±5,1*	45,2±2,1
Сагиттальная ось (разброс), мм	14,4±5,5*	29,5±4,7
Сагиттальная ось (смещение), мм	4,4±3,1	10,6±2,5
Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	92,0±6,1*	148,1±13,2
Площадь эллипса, кв.мм	5907,3±1055,6*	16296,5±3584,2
Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	1031,6±124,7*	2908,5±748,1
Качество функции равновесия (КФР),%	25,7±2,9*	12,8±1,6
Средняя линейная скорость, мм/с	92,6±6,5*	149,3±13,3

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

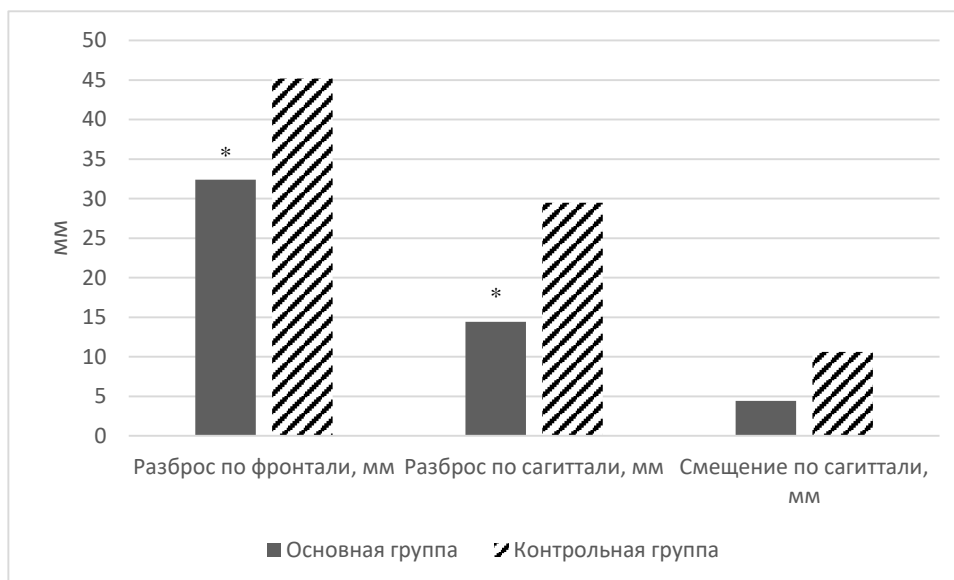


Рис. 21. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внутренней стороной стопы (разброс по фронтали, разброс по сагиттали, смещение по сагиттали)

* – достоверность различий с контрольной группой, p<0,05

Еще одним фактором, влияющим на эффективность удара в основной

группе, являются колебательные движения тела футболиста в обе стороны в завершающей стадии, которые помогают сохранить равновесие.

Разброс по фронтальной и сагиттальной осям в исследуемых группах представлен на рисунке 21. Разброс по сагиттальной ($14,4 \pm 5,5$, $p < 0,05$) и фронтальной ($32,4 \pm 5,1$) оси у футболистов основной группы был ниже, чем у футболистов контрольной группы, $29,5 \pm 4,7$ и $45,2 \pm 2,1$ мм, соответственно.

Достоверных изменений смещения по фронтальной оси в обеих группах не наблюдалось (рис. 21).

Смещение по сагиттальной оси у футболистов контрольной группы было достоверно выше ($29,5 \pm 4,7$), чем у футболистов основной группы ($4,4 \pm 3,1$) ($p < 0,05$).

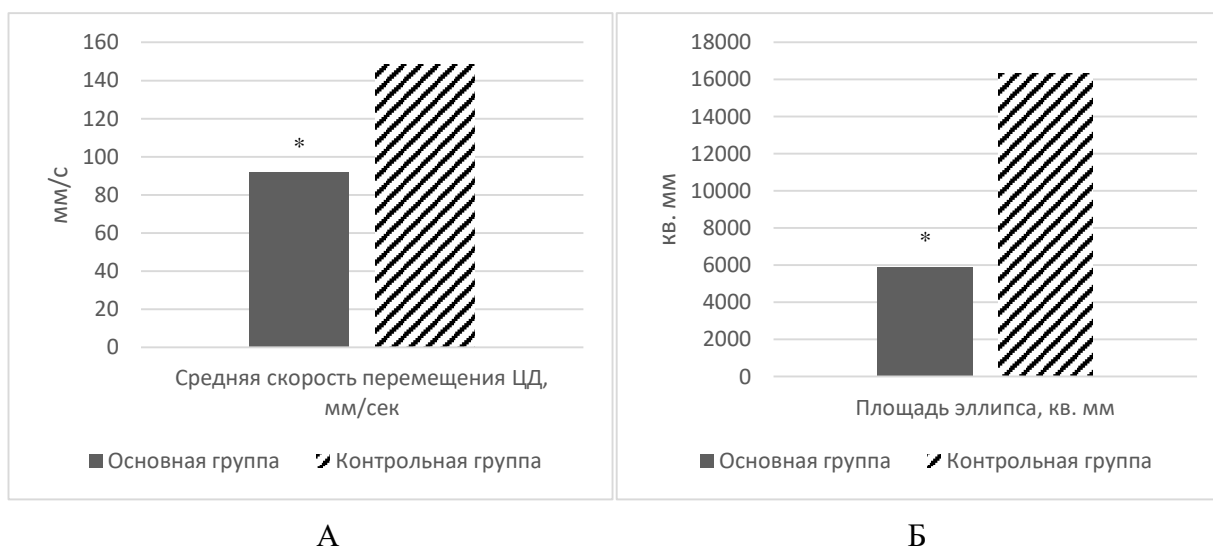


Рис. 22. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внутренней стороной стопы (средняя скорость перемещения ЦД(А), площадь эллипса(Б))

* – достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

Кроме этого, при осуществлении удара внутренней стороной стопы наблюдались различия у спортсменов основной группы по сравнению с группой контроля по следующим показателям: средняя скорость перемещения ЦД ($92,0 \pm 6,1$) (рис. 22 (А)), площадь эллипса ($5907,3 \pm 1055,6$) (рис. 22 (Б)), скорость изменения площади статокинезиграммы ($1031,6 \pm 124,7$) (рис. 23 (А)), средняя линейная скорость ($92,6 \pm 6,5$) (рис. 24.). Все эти параметры были достоверно ($p < 0,05$) ниже, чем в контрольной группе спортсменов. За исключением качества функции равновесия ($25,7 \pm 2,9$) (рис. 23 (Б)). Этот

параметр был достоверно ($p < 0,05$) выше, чем в контрольной группе спортсменов ($12,8 \pm 1,6$).

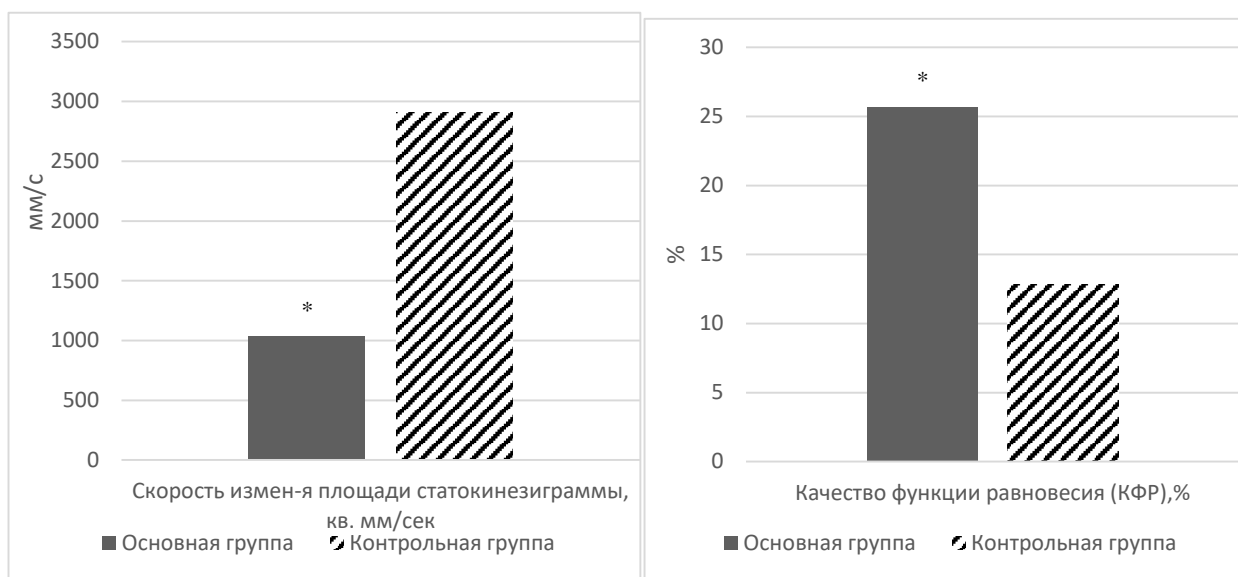


Рис. 23. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внутренней стороной стопы (скорость изменения площади стадокинезиграмы (А), качество функции равновесия (Б))

* – достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

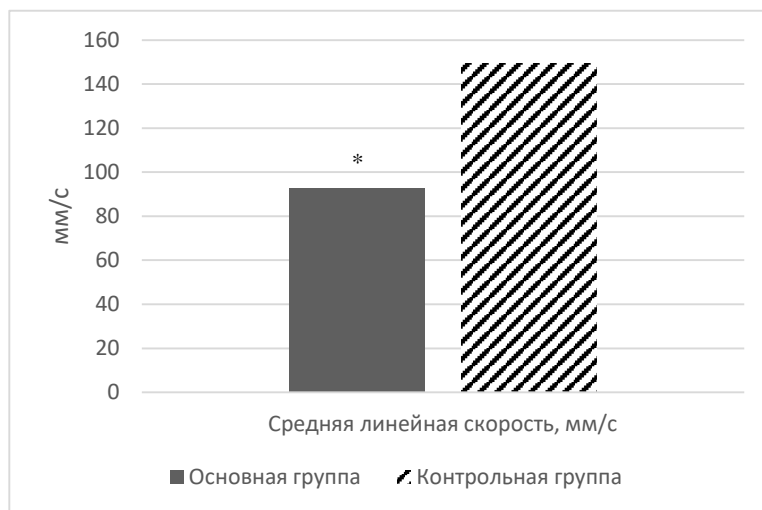


Рис. 24. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внутренней стороной стопы (качество функции равновесия, средняя линейная скорость)

* – достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

Результаты стабиллографического анализа исполнения удара внешней стороной стопы у футболистов основной и контрольной представлены на рисунках 25, 26. Кривая представляет динамику перемещения общего центра

тяжести от начала замаха до завершения движения. Из рисунка 27 видно, что спортсмен из контрольной группы перемещает ОЦТ вперед по траектории удара и возвращается назад.

При исполнении удара по мячу у футболистов основной группы в подготовительной фазе происходит перемещение ОЦТ назад (рис 25.). А в рабочей фазе в момент удара по мячу происходит снижение эффективности исполнения удара за счет изогнутой траектории движения ОЦТ. В завершающей стадии, в свою очередь происходят колебания тела спортсменов в стороны, которые способствуют удержанию равновесия.

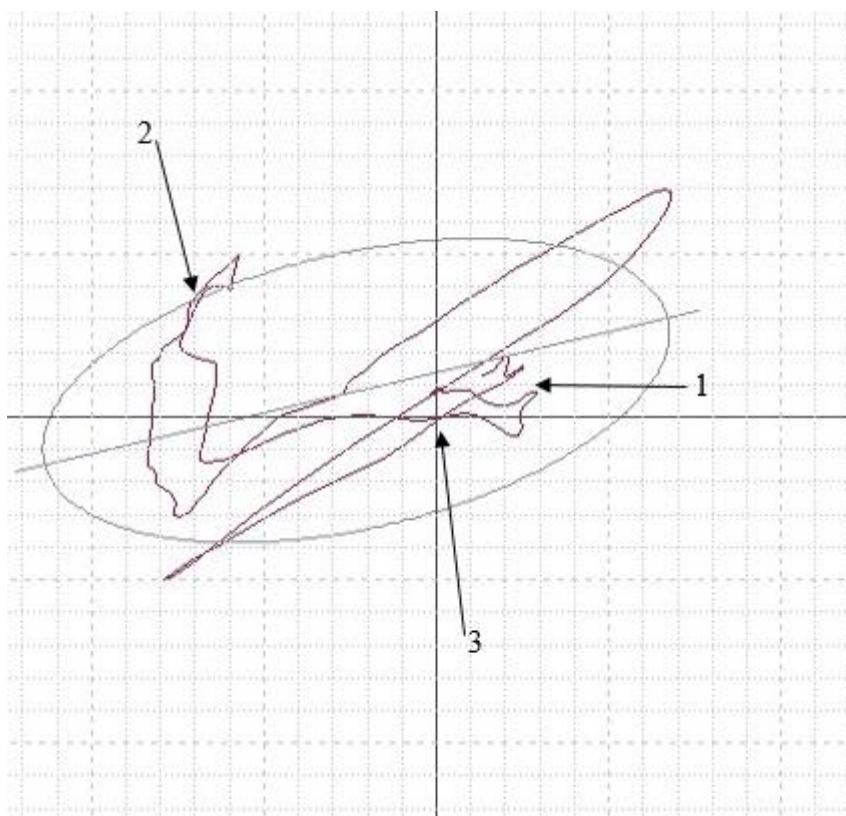


Рис. 25. Статокинезиграмма исполнения удара внешней стороной стопы футболистом основной группы

Примечание: стрелками указаны:

1. начало исполнения движения;
2. момент удара по мячу;
3. окончание движения.

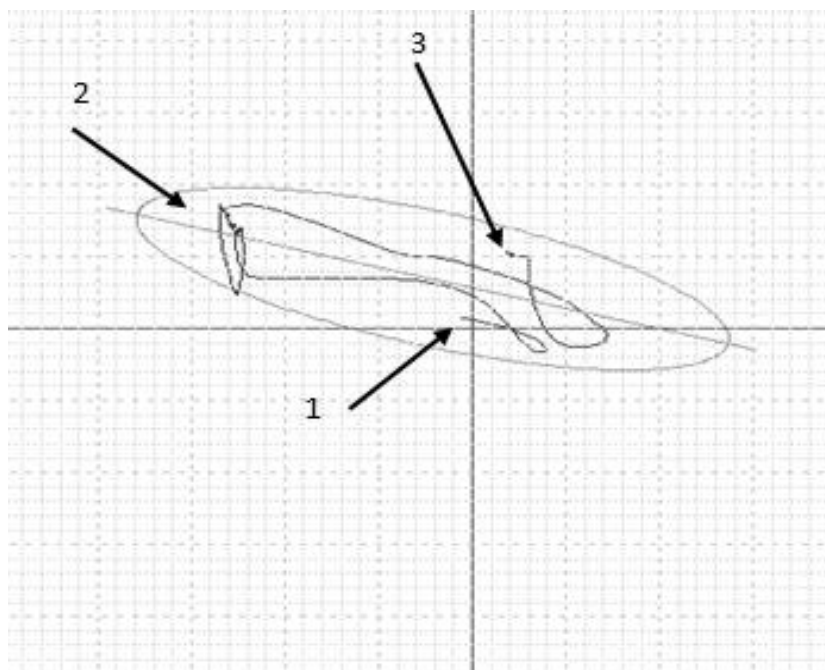


Рис. 26. Статокезиграмма исполнения удара внешней стороной стопы футболистом контрольной группы

Примечание: обозначения см. рис. 25.

Результаты стабิโลграфического анализа исполнения удара футболистами внешней стороной стопы представлены в таблице 2.

При сравнении показателей основной группы спортсменов с контрольной группой при выполнении удара внешней стороной стопы, были обнаружены достоверные различия показателей равновесия.

Показатели разброса по фронтالي (мм) ($38,4 \pm 4,0$) и сагиттали (мм) ($15,1 \pm 1,4$), смещение по сагиттали ($2,6 \pm 3,3$) (рис.27), качество функции равновесия ($17,9 \pm 2,3$), скорость изменения площади статокезиграммы ($1489,9 \pm 241,8$) (рис.29(А)), площадь эллипса ($7044,6 \pm 981,6$) (рис.28(Б)), средняя скорость перемещения ЦД ($114,5 \pm 11,9$) (рис.28(А)), средняя линейная скорость ($155,2 \pm 10,2$) (рис.29(Б)), достоверно ($p < 0,05$) ниже, чем в контрольной группе спортсменов. Однако, качество функции равновесия у футболистов основной группы ($17,9 \pm 2,3$) преобладала над показателями контрольной группы ($9,9 \pm 1,3$) ($p < 0,05$).

Таблица 2

Стабилографические величина при исполнении удара внешней стороной стопы

(X±m)

Величина	Основная группа	Контрольная группа
	Удар внешней стороной стопы	Удар внешней стороной стопы
Фронтальная ось (разброс), мм	38,4±4,0*	55,1±3,3
Сагиттальная ось (разброс), мм	15,1±1,4*	27,2±3,0
Сагиттальная ось (смещение), мм	2,6±3,3*	17,6±3,1
Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	114,5±11,9*	158,5±6,8
Площадь эллипса, кв.мм	7044,6±981,6*	15242,1±1591,3
Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	1489,9±241,8*	2870,9±268,6
Качество функции равновесия (КФР),%	17,9±2,3*	9,9±1,3
Средняя линейная скорость, мм/с	155,2±10,2	159,8±6,8

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

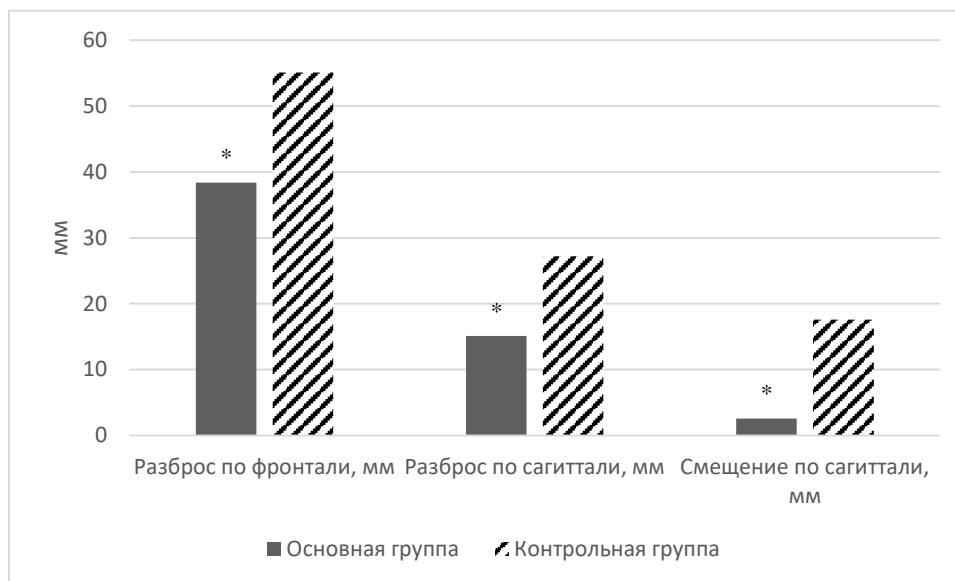


Рис 27. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внешней стороной стопы (разброс по фронтали, разброс по сагиттали, смещение по сагиттали)
* - достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

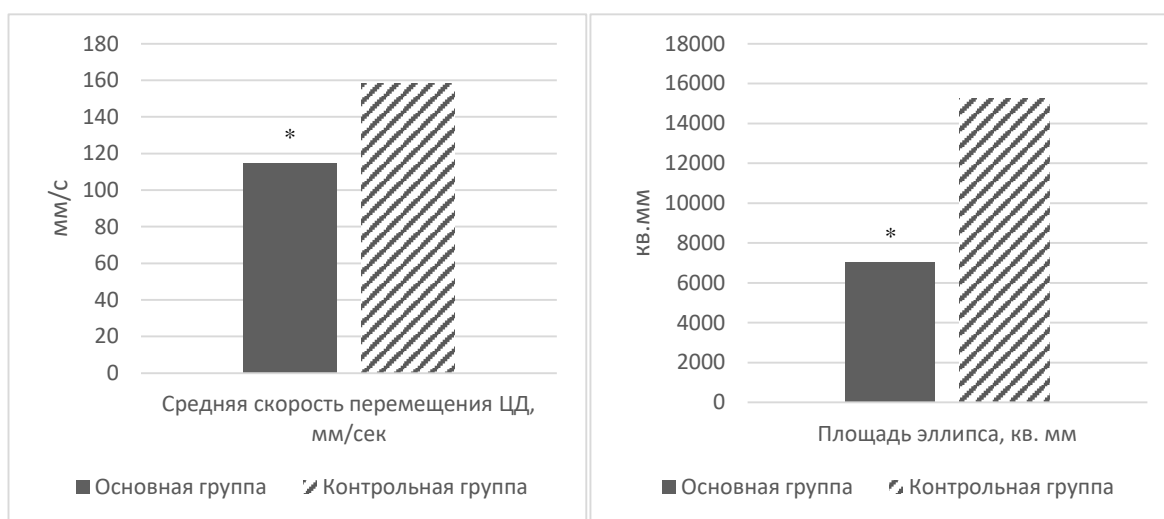


Рис 28. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внешней стороной стопы (средняя скорость перемещения ЦД (А), площадь эллипса (Б))
* - достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

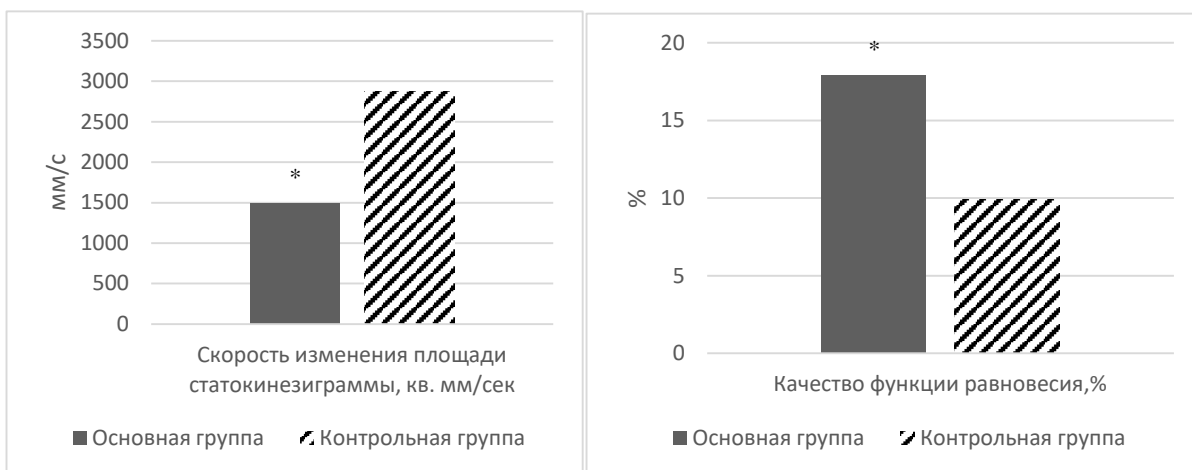


Рис 29. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внешней стороной стопы (скорость изменения площади статокинезиграммы (А), качество функции равновесия (Б))

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

Статистически значимых различий в показателе средняя линейная скорость выявлено не было (рис. 30).

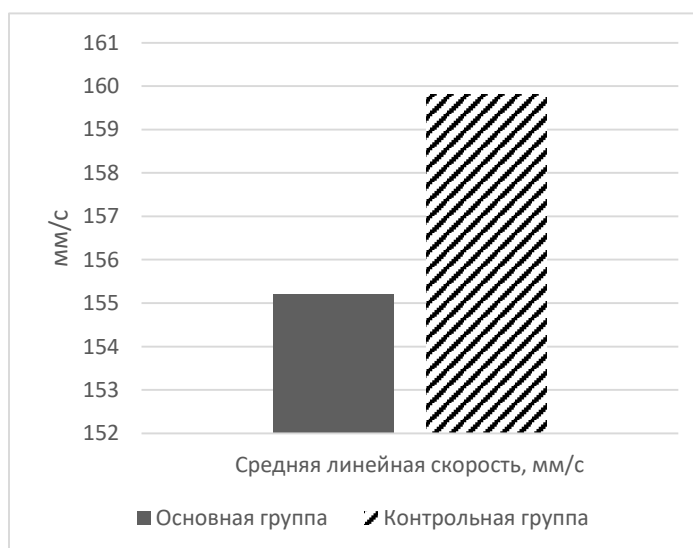


Рис 30. Стабилограмма при исполнении удара футболистами внешней стороной стопы (средняя линейная скорость)

Результаты стабилографического анализа исполнения удара средней частью подъема футболистами различной квалификации представлены на рисунках 31, 32. При анализе рисунка 32 видно, что спортсмен контрольной группы в подготовительной фазе удерживает ОЦТ в исходном положении, а затем ОЦТ перемещается вперед по траектории удара и возвращается назад.

При исполнении удара по мячу у группы футболистов основной группы в подготовительной фазе происходит перемещение ОЦТ назад (рис. 31). Отличительной особенностью удара по мячу в основной группе являются колебательные движения в две стороны в завершающей стадии для удержания равновесия. А в рабочей фазе в момент удара по мячу происходит снижение эффективности исполнения удара за счет изогнутой траектории движения ОЦТ.

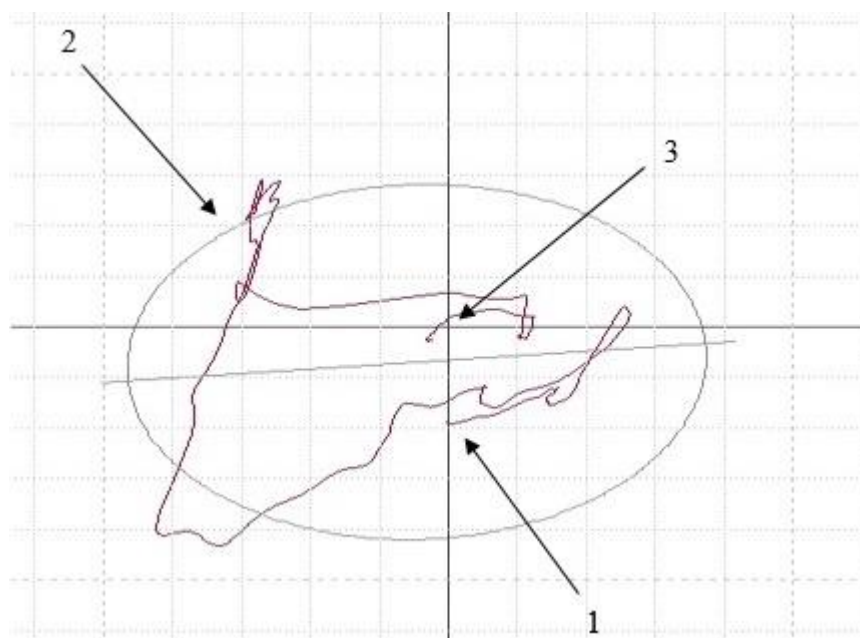


Рис. 31. Статокинезиграмма исполнения удара средней частью подъема футболистом основной группы

Примечание: стрелками указаны:

1. начало исполнения движения;
2. момент удара по мячу;
3. окончание движения.

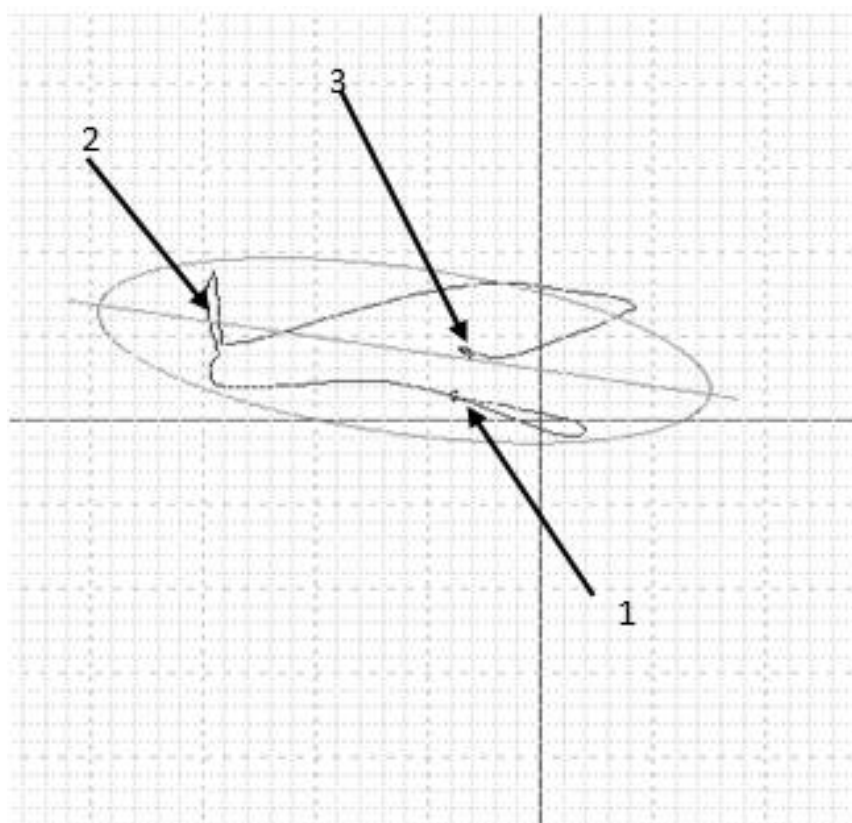


Рис. 32. Статокинезиграмма исполнения удара средней частью подъема футболистом контрольной группы

Примечание: обозначения см. рис. 30.

Результаты стабิโลграфического анализа исполнения удара средней частью подъема стопы у футболистов представлены в таблице 3.

Таблица 3

Стабилографические величины при исполнении удара средней частью подъема стопы

 $(\bar{X} \pm m)$

Величина	Основная группа	Контрольная группа
	Удар средней частью подъема	Удар средней частью подъема
Фронтальная ось (разброс), мм	34,8±2,6*	45,9±2,2
Сагиттальная ось (разброс), мм	18,5±1,5	29,0±4,4
Сагиттальная ось (смещение), мм	112,5±9,2*	141,8±6,2
Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	7879,7±1101,5*	13005,8±1468,1
Площадь эллипса, кв.мм	1330,2±168,4*	2403,3±266,7
Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	16,7±1,9	11,4±1,5
Качество функции равновесия (КФР),%	113,3±9,3*	142,9±6,3

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

При исследовании биомеханических показателей спортсменов при выполнении удара по мячу средней частью подъема стопы были выявлены следующие различия между группами. У футболистов основной группы разброс по фронтالي ($34,8 \pm 2,6$) и сагиттали ($18,5 \pm 1,5$) (рис.33), средняя скорость перемещения ЦД ($112,5 \pm 9,2$) (рис.34), площадь эллипса ($7879,7 \pm 1101,5$) (рис.35(А)), скорость изменения площади статокинезиграмм ($1330,2 \pm 168,4$) (рис.35(Б)), средняя линейная скорость ($113,3 \pm 9,3$) (рис.34) достоверно ниже, чем у спортсменов контрольной группы ($p < 0,05$). Тем не менее, качество функции равновесия ($16,7 \pm 1,9$) (рис.36) достоверно выше, чем в контрольной группе спортсменов ($11,4 \pm 1,5$) ($p < 0,05$).

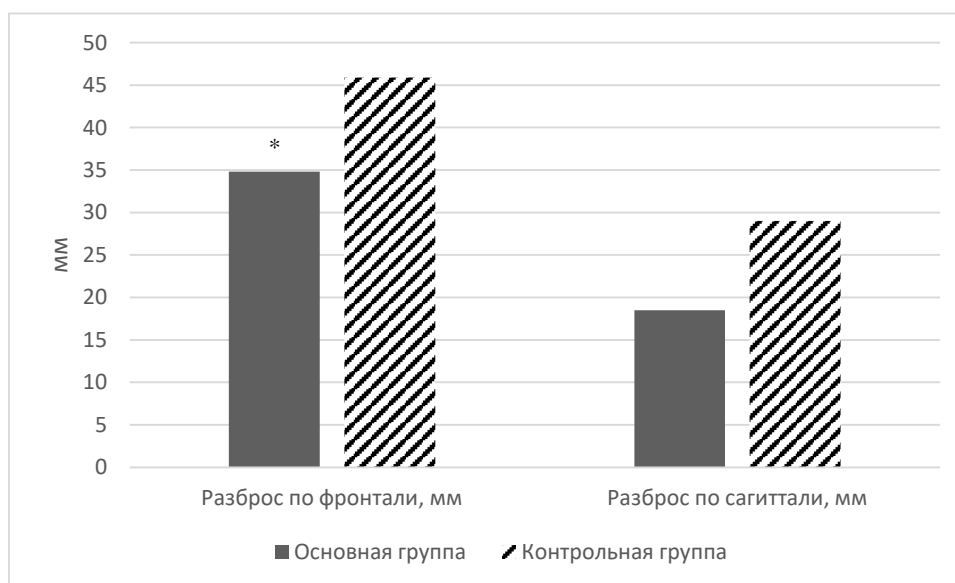


Рис. 33. Стабилограмма при исполнении удара футболистами средней частью подъема (разброс по фронтали, разброс по сагиттали)

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

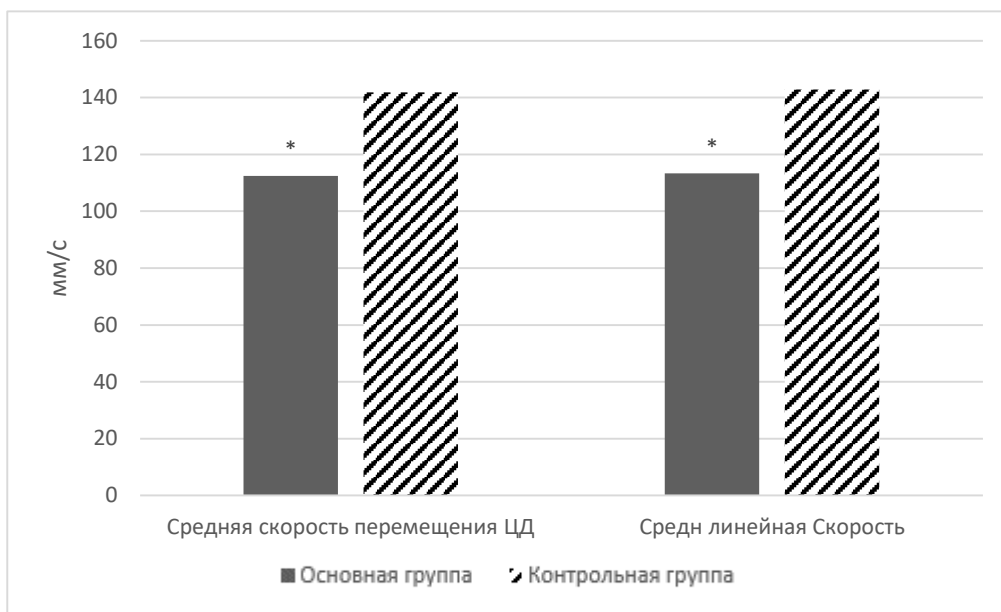


Рис. 34. Стабилограмма при исполнении удара футболистами средней частью подъема (средняя скорость перемещения ЦД, средняя линейная скорость)
 * - достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

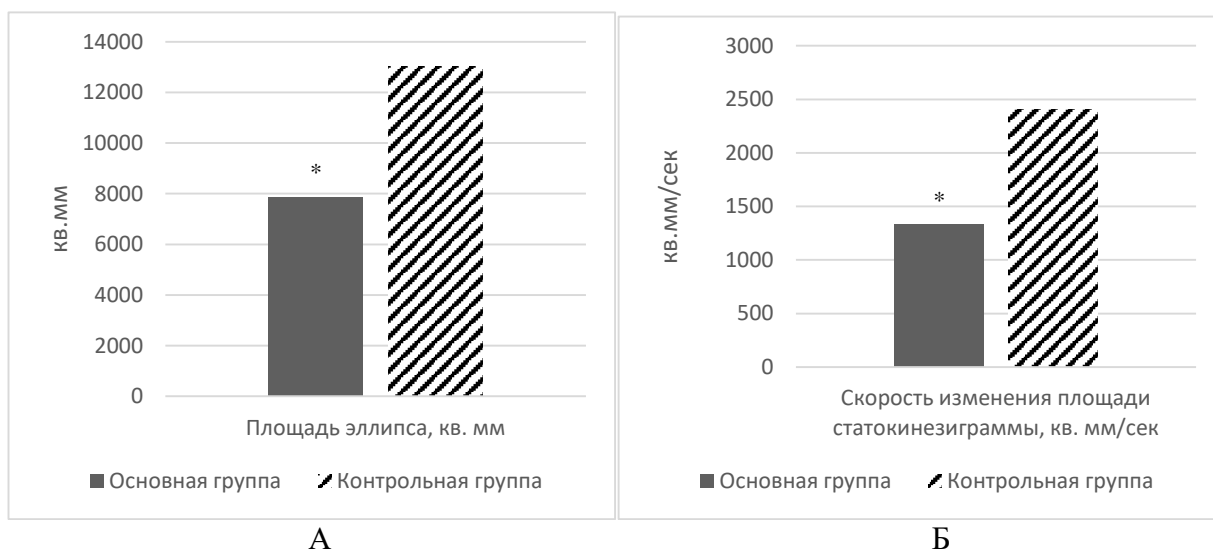


Рис. 35. Стабилограмма при исполнении удара футболистами средней частью подъема (площадь эллипса (А), скорость изменения площади статокинезиграмм (Б))
 * - достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

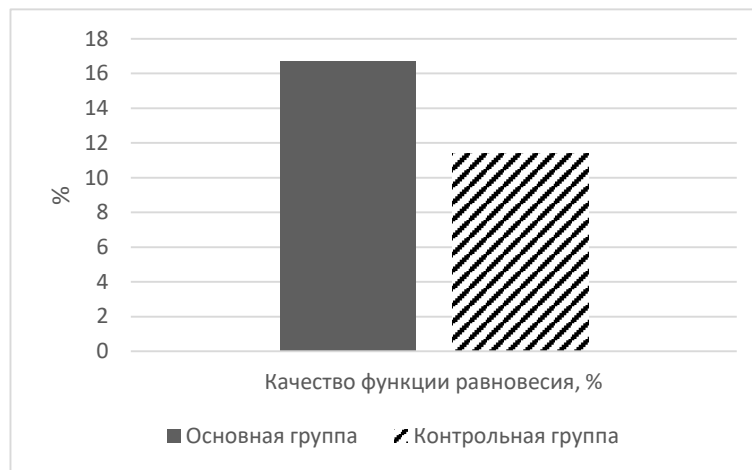


Рис. 36. Стабилограмма при исполнении удара футболистами средней частью подъема (качество функции равновесия)

Полученные результаты свидетельствуют о наличии принципиальных различий в технике выполнения ударов по мячу у футболистов основной группы и у контрольной группы спортсменов. Выявленные различия связаны как с техникой исполнения различных ударов, так и с характером перемещения ОЦТ спортсменов основной группы.

Анализируя результаты статокинезиграммы при выполнении удара внутренней стороной стопы футболистами основной группы можно сделать вывод, что уже в подготовительной фазе при выполнении удара совершается перемещение ОЦТ назад. Непосредственно в момент выполнения удара траектория ОЦТ изогнута, что свидетельствует о снижении эффективности выполнения движения. В завершающей фазе для удержания равновесия спортсмен вынужден выполнять колебательные движения в обе стороны. Происходит снижение таких стабิโลграфических показателей как разброс по фронтали, разброс по сагиттали средняя скорость перемещения ЦД, площадь эллипса, скорость изменения площади статокинезиграммы, средняя линейная скорость при сравнении с футболистами контрольной группы. И все это на фоне повышения такого показателя как качество функции равновесия при сравнении с контрольной группой спортсменов.

Особенностями удара внешней стороной стопы на статокинезиграмме футболистов основной группы является перемещение ОЦТ назад в

подготовительной фазе, в момент удара траектория движения ОЦТ изгибается, что приводит к снижению эффективности выполнения движения и в завершающей фазе для удержания равновесия спортсмен выполняет колебательные движения в обе стороны. Происходит снижение таких стабิโลграфических показателей как разброс по фронтали, разброс по сагиттали, смещение по сагиттали, средняя скорость перемещения ЦД, площадь эллипса, скорость изменения статокинезиграмм, средняя линейная скорость при сравнении с футболистами контрольной группы, и повышение такого показателя как качество функции равновесия при сравнении с контрольной группой.

На статокинезиграмме футболистов основной группы, которые осуществляли удар средней частью подъема, видны следующие особенности: происходит перемещение ОЦТ назад в подготовительной фазе, в момент удара траектория ОЦТ изогнута, что снижает эффективность выполнения движения. В стабילוграфических показателях отмечается снижение разброса по фронтали, разброса по сагиттали, средней скорости перемещения ЦД, площади эллипса, скорости изменения площади статокинезиграмм, средней линейной скорости при сравнении с контрольной группой, и повышение такого показателя как качество функции равновесия при сравнении с футболистами контрольной группы.

Таким образом, у спортсменов с ограниченными возможностями здоровья при выполнении ударов по мячу движение голеностопа в сравнении с контролем меньше по амплитуде в горизонтальной плоскости, вертикальная компонента удара направлена преимущественно вниз и имеет большую скорость; движение выполняется неравномерно - скорость перемещение голеностопа постоянно меняется. Кроме этого, у спортсменов с ограниченными возможностями здоровья более выражены перемещения головы вперед и вниз. Полученные результаты свидетельствуют, что двигательный стереотип выполнения ударов по мячу у спортсменов с ОВЗ существенно отличается от спортсменов контрольной группы.

Таблица 4

Стабилографические величины при исполнении теста Ромберга с закрытыми глазами

($\bar{X} \pm m$)

Группы	Основная группа	Контрольная группа
Величина		
Фронтальная ось (разброс), мм	3,1±0,4	2,7±0,5
Сагиттальная ось (разброс), мм	4,7±0,3	6,7±3,1
Сагиттальная ось (смещение), мм	11,9±0,7	14,4±1,5
Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	20,3±2,7*	36,0±3,9
Площадь эллипса, кв.мм	219,3±29,3*	342,3±13,8
Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	12,0±0,7	14,4±1,5
Качество функции равновесия (КФР),%	72,1±2,6*	63,0±5,2

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

3.3. Характеристики координации и равновесия у футболистов с нарушениями опорно-двигательного аппарата

Для исследования равновесия и координации движений в данном разделе представлены стабیلോഗрафические величины при выполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами в каждой из исследуемых групп. В таблице 4 представлены результаты стабیلോഗрафического анализа при выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами.

При выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами, у спортсменов основной группы имеются достоверное уменьшение в следующих показателях по сравнению с контрольной группой: площадь эллипса ($219,3 \pm 29,3$) (рис.39(Б)), скорость изменения площади статокинезиграмм ($20,3 \pm 2,7$) (рис.39(А)) ($p < 0,05$). Также наблюдается достоверное увеличение качества функции равновесия ($72,1 \pm 2,6$) (рис.40) по сравнению с контрольной группой спортсменов ($63,0 \pm 5,2$).

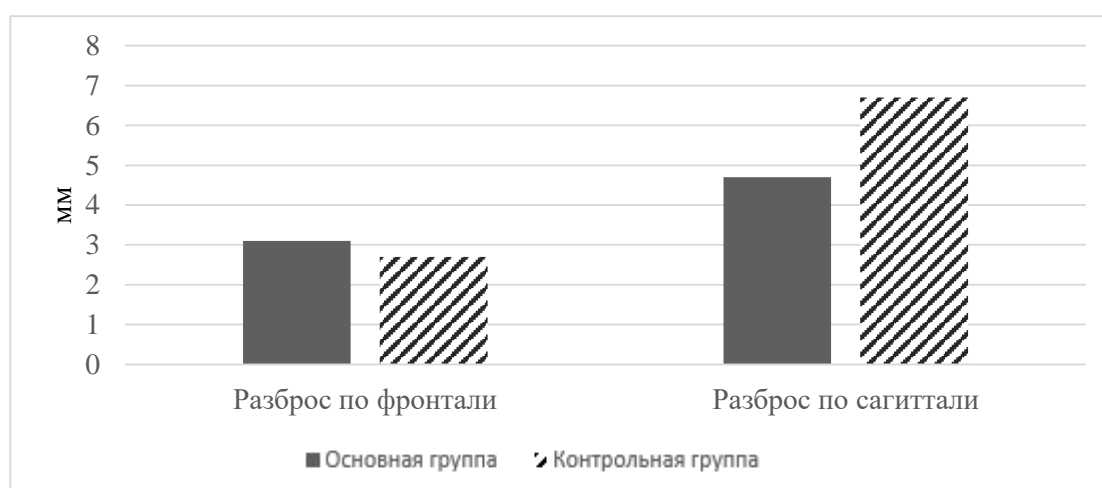


Рис. 37. Стабیلোগрамма при выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами (разброс по фронтали, разброс сагиттали)

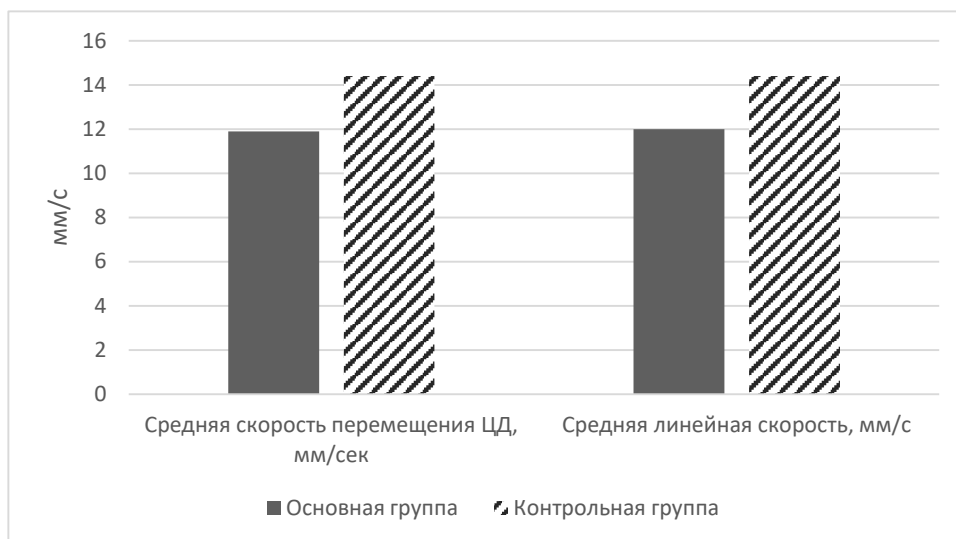


Рис 38. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами (средняя скорость перемещения ЦД, средняя линейная скорость)

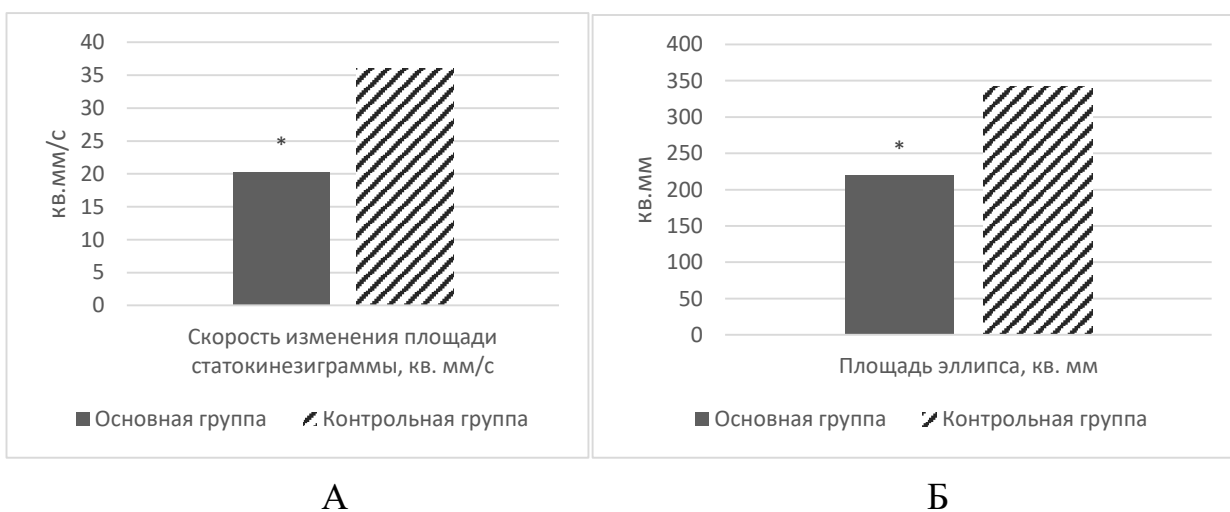


Рис 39. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами (скорость изменения площади статокинезиграммы (А), площадь эллипса (Б))
* - достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

В таблице 5 представлены результаты стабилотографического анализа исполнения пробы Ромберга с открытыми глазами.

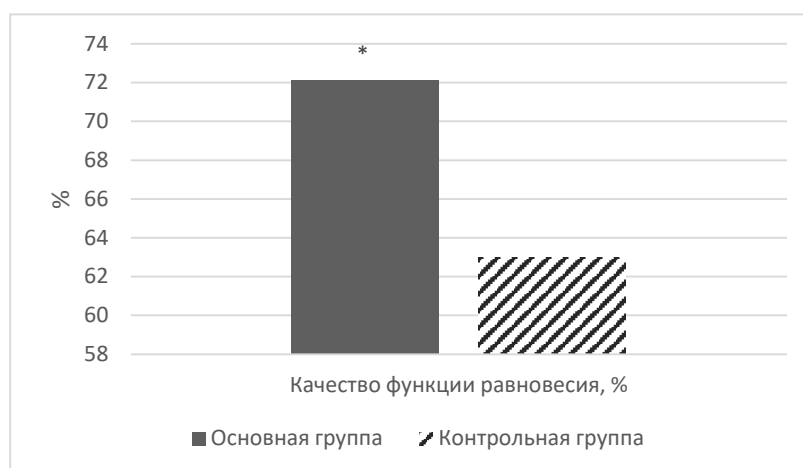


Рис 40. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами (качество функции равновесия)

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

Таблица 5

Стабилографические величины при выполнении теста Ромберга с открытыми глазами

($\bar{X} \pm m$)

Величина	Фронтальная ось (разброс), мм	Сагиттальная ось (разброс), мм	Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	Площадь эллипса, кв. мм	Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	Качество функции равновесия, %	Средняя линейная скорость, мм/с
Основная группа	3,2±0,5	4,0±0,5	9,1±0,7	142,4±33,0*	13,5±2,4	82,5±2,4	9,1±0,7
Контрольная группа	2,2±0,3	5,0±0,4	9,1±1,1	179,1±22,4	15,8±5,6	82,2±3,8	9,1±1,1

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

При выполнении теста Ромберга с открытыми глазами, у спортсменов основной группы наблюдается достоверное ($p < 0,05$) снижение площади эллипса (142,4±33,0) по сравнению с контрольной группой (179,1±22,4) (рис. 42).

В остальных показателях достоверных различий выявлено не было (рис. 41).

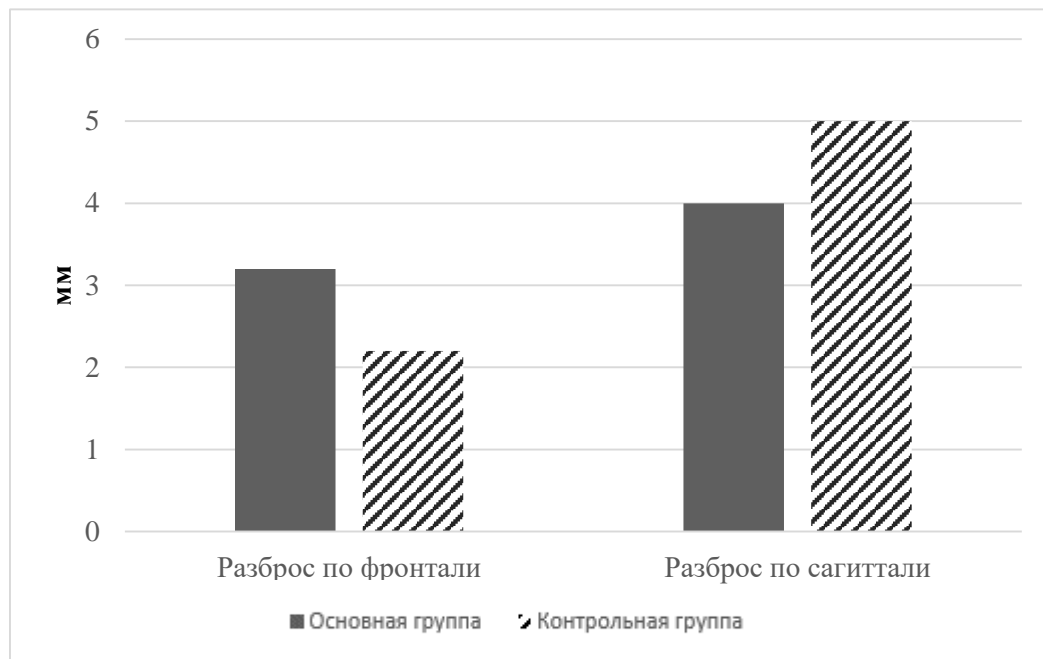


Рис. 41. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с открытыми глазами (разброс по фронтали, разброс по сагиттали).

* – достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

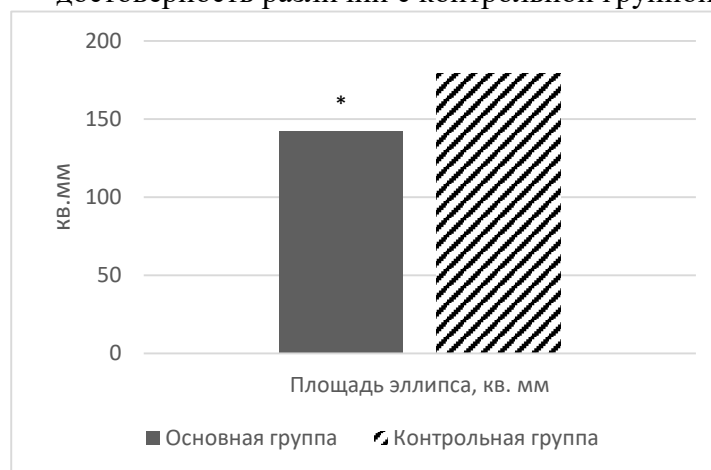


Рис. 42. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с открытыми глазами (площадь эллипса, скорость изменения площади статокинезиграммы)

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

На рис. 43 - 46 представлены стабилографические характеристики, зарегистрированные у футболистов основной группы с закрытыми и открытыми глазами.

При исследовании стабилографических показателей наблюдаются снижение качества функции равновесия ($72,1 \pm 2,6$) (рис.46) с закрытыми глазами при сравнении с открытыми глазами, и повышение разброс по сагиттали ($4,7 \pm 0,3$) (рис.43), средняя скорость перемещения ЦД ($11,9 \pm 0,7^*$) (рис.44), скорость изменения площади статокинезиграммы ($20,3 \pm 2,7$)

(рис.45(Б)), средняя линейная скорость ($12,0 \pm 0,7^*$) (рис.44), площадь эллипса ($219,3 \pm 29,3$) (рис.45 (А)) с закрытыми глазами при сравнении с открытыми глазами.

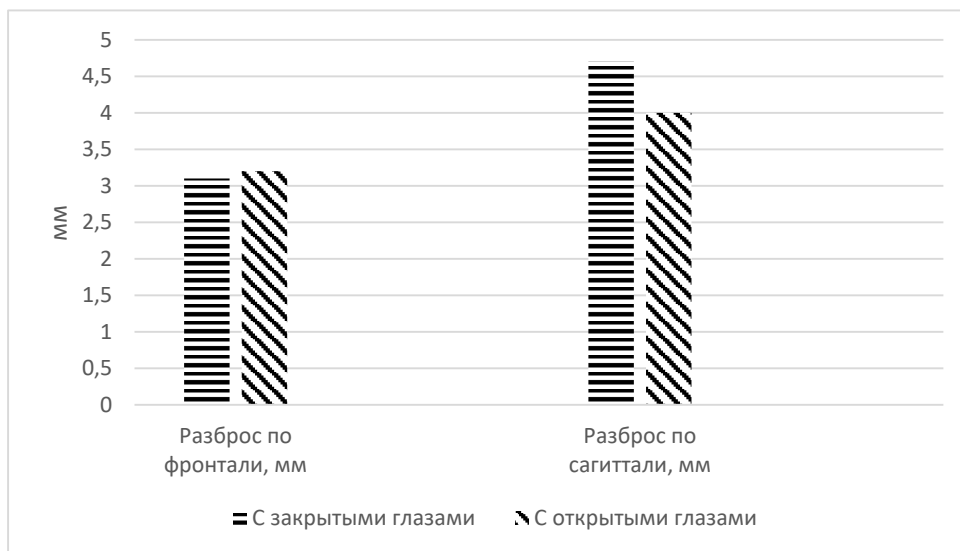


Рис. 43. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами у футболистов основной группы (разброс по сагиттали, разброс по фронтالي)

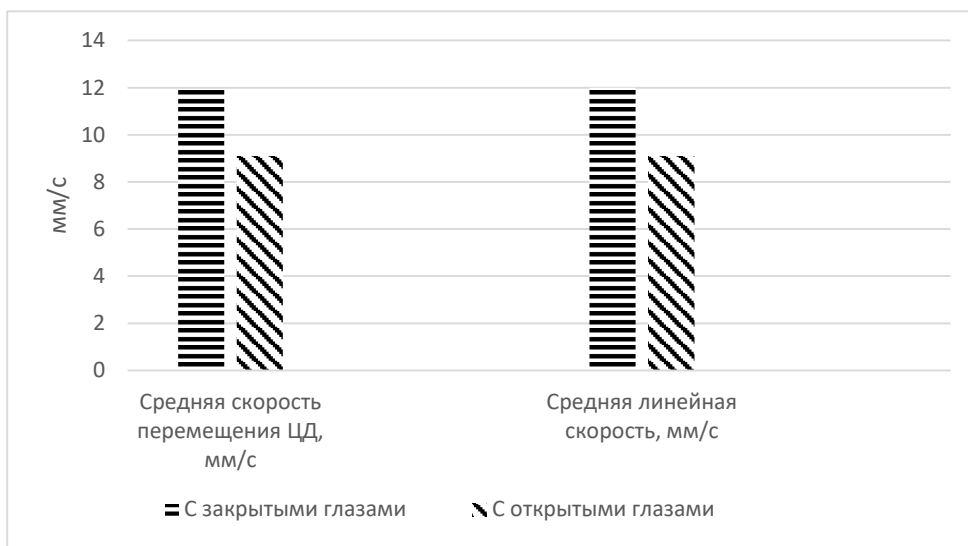


Рис. 44. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами у футболистов основной группы (средняя скорость перемещения ЦД, средняя линейная скорость)

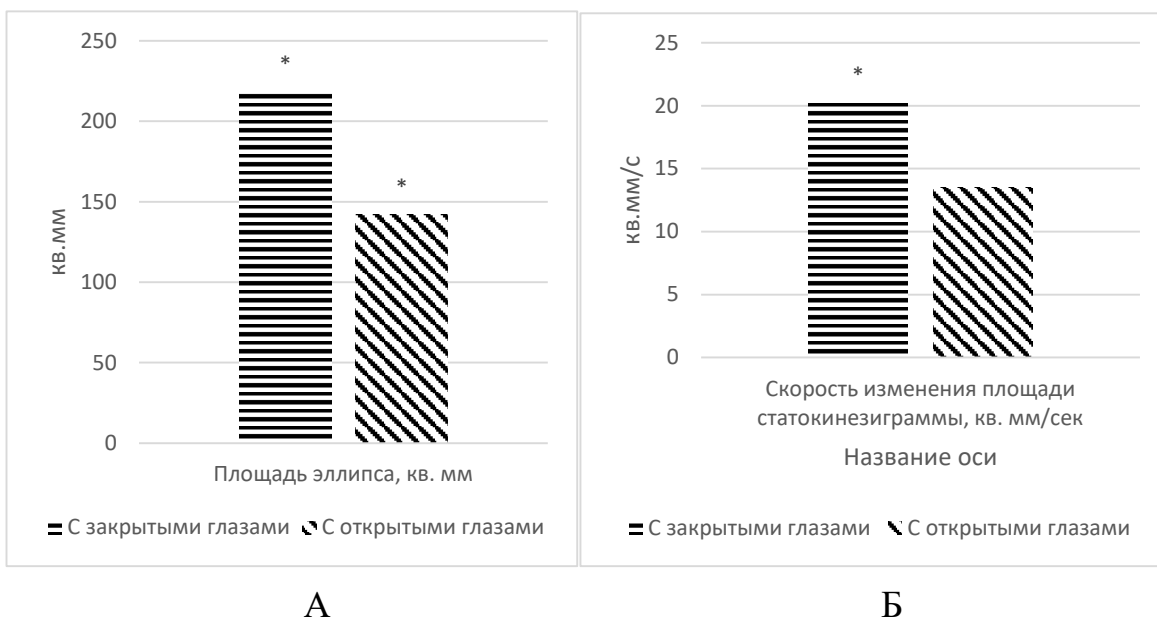


Рис. 45. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами (площадь Эллипса (А), скорость изменения площади статокинезиграмы (Б))
 * – достоверность внутригрупповых различий при выполнении тестов с открытыми и закрытыми глазами, $p < 0,05$

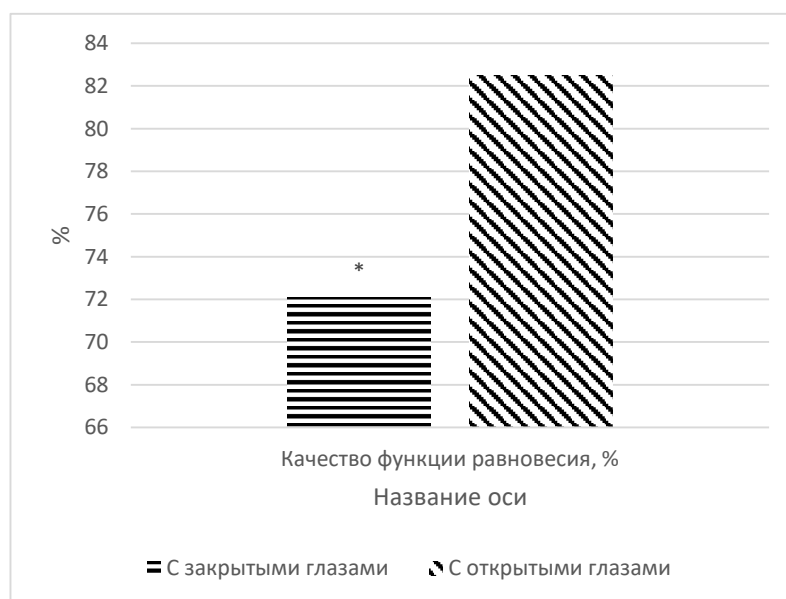
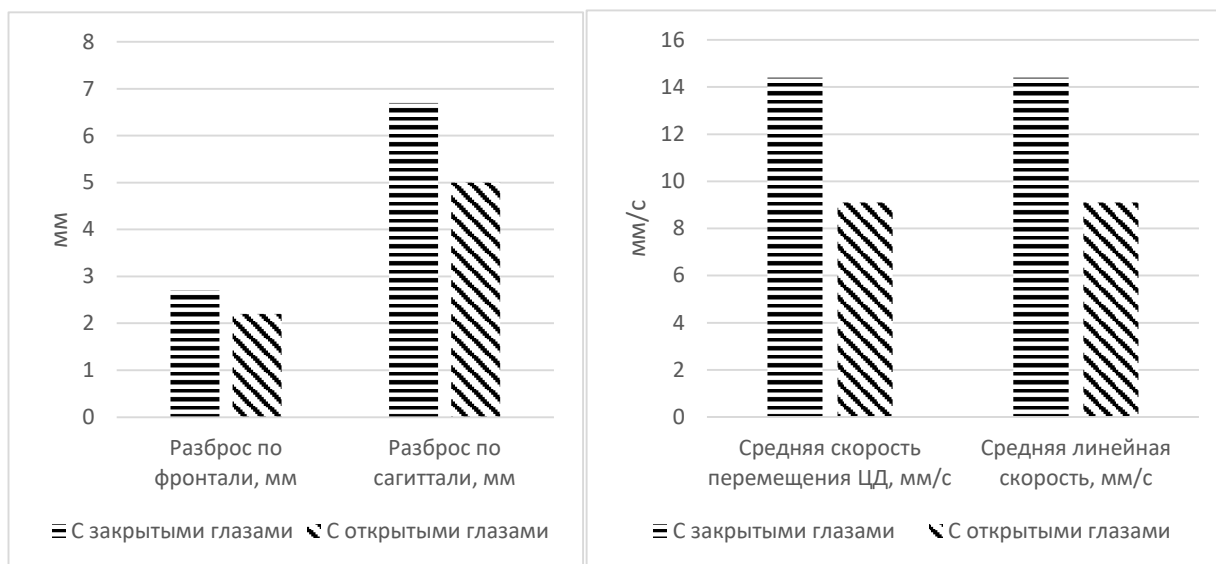


Рис. 46. Стабилограмма при выполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами (качество функции равновесия)
 * – достоверность внутригрупповых различий при выполнении тестов с открытыми и закрытыми глазами, $p < 0,05$

На рис. 47, 48, 49. представлены стабилотографические величины контрольной группы с закрытыми и открытыми глазами.

При исследовании стабилотографических показателей наблюдаются снижение качество функции равновесия ($63,0 \pm 5,2$) (рис.48 (Б)) с закрытыми глазами при сравнении с открытыми глазами, и повышение разброс по

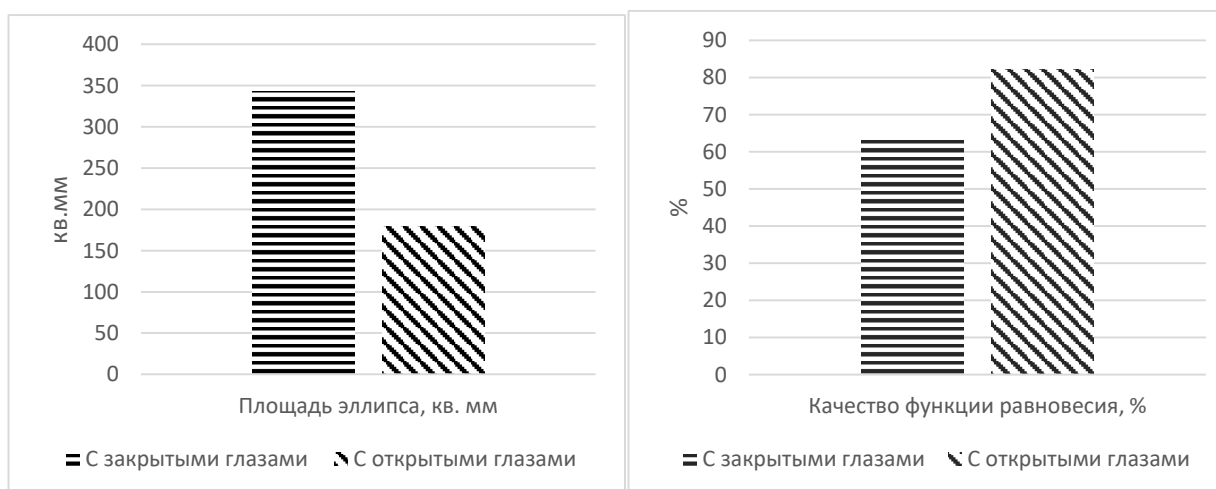
фронтالي ($2,7 \pm 0,5$), разброс по сагиттали ($6,7 \pm 3,1$) (рис.47 (А)), средняя скорость перемещения ЦД ($14,4 \pm 1,5$) (рис.47 (Б)), скорость изменения площади статокинезиграммы ($36,0 \pm 3,9$) (рис.49), средняя линейная скорость ($14,4 \pm 1,5$) (рис. 47 (Б)), площадь эллипса ($342,3 \pm 13,8$) с закрытыми глазами при сравнении с открытыми глазами.



А

Б

Рис. 47. Стабилограмма при исполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами у контрольной группы спортсменов (разброс по фронтали, разброс по сагиттали (А), средняя скорость перемещения ЦД, средняя линейная скорость (Б))



А

Б

Рис. 48. Стабилограмма при исполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами у контрольной группы спортсменов (площадь эллипса (А), качество функции равновесия (Б))

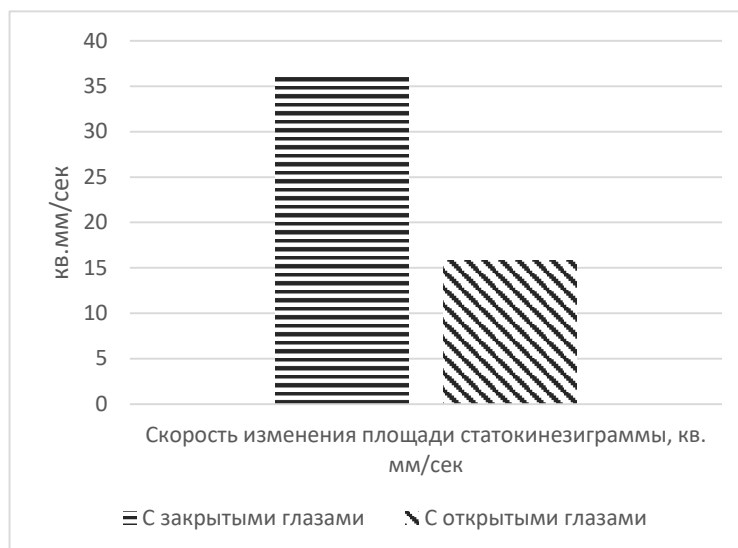


Рис. 49. Стабилограмма при исполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами у контрольной группы спортсменов (скорость изменения площади статокинезиграмм)

Из всего вышеизложенного можно отметить, что у спортсменов контрольной группы отличия показателей с открытыми и закрытыми глазами незначительны, однако, у спортсменов основной группы стабилотографические параметры ухудшаются при отмене зрительного контроля.

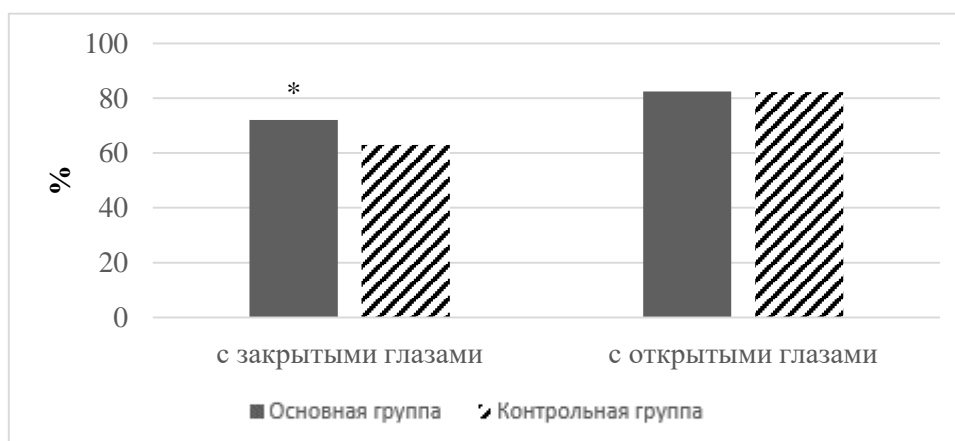


Рис. 50. Стабилограмма при исполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами (качество функции равновесия)

* – достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

При исследовании стабилотографического показателя качество функции равновесия, наблюдается снижение в контрольной группе с закрытыми глазами при сравнении с основной группой, и не значительное снижение в контрольной группе с открытыми глазами при сравнении с основной группой.

Таблица 6

Стабилографические величины при исполнении теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами

(X±m)

Величина	Фронтальная ось (разброс), мм		Сагиттальная ось (разброс), мм		Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек		Площадь эллипса, кв. мм		Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек		Качество функции равновесия, %		Средняя линейная скорость, мм/с	
	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная
С закрытыми глазами	3,1±0,4	2,7±0,5	4,7±0,3	6,7±3,1	11,9±0,7	14,4±1,5	219,3±29,3*	342,3±13,8	20,3±2,7*	36,0±3,9	72,1±2,6*	63,0±5,2	12,0±0,7	14,4±1,5
С открытыми глазами	3,2±0,5	2,2±0,3	4,0±0,5	5,0±0,4	9,1±0,7	9,1±1,1	142,4±33,0*	179,1±22,4	13,5±2,4	15,8±5,6	82,5±2,4	82,2±3,8	9,1±0,7	9,1±1,1

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

При анализе стабиллографических показателей при выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами видно, что в основной группе футболистов происходит снижение таких показателей как разброс по сагиттали, средняя скорость перемещения ЦД, скорость изменения площади статокинезиграммы, средняя линейная скорость площадь эллипса при сравнении с контрольной группой, и повышение таких показателей как разброс по фронтالي и качество функции равновесия.

При исследовании стабиллографических показателей теста Ромберга с открытыми глазами происходит снижение таких показателей как разброс по сагиттали, площадь эллипса, скорость изменения площади статокинезиграммы в экспериментальной группе с ОВЗ при сравнении с контрольной группой, и повышение таких показателей как разброс по фронтالي, качество функции равновесия при сравнении с контрольной группой футболистов.

Исследования стабиллографических показателей теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами показали, что у футболистов контрольной группы изменение показателей незначительны. У спортсменов же основной группы показатели ухудшаются при отмене зрительного контроля. По всей вероятности, у футболистов с нарушениями осанки и плоскостопием хуже осуществляется работа проприоцептивного афферентного звена. Это может быть как следствием сколиоза, так и причиной его развития.

Таким образом, при выполнении стабиллографического теста Ромберга у футболистов с ограниченными возможностями здоровья происходит снижение показателей разброса в сагиттальной плоскости, средней скорости перемещения центра давления, скорости изменения площади статокинезиграммы и повышение показателей разброса во фронтальной плоскости и качества функции равновесия. Все это свидетельствует о том, что у спортсменов с ОВЗ имеет место нарушение равновесия и координации, для компенсации которых они вынуждены привлекать дополнительные усилия.

3.4. Влияние состояния кровоснабжения в вертебробазилярном бассейне на величину равновесия у футболистов

В таблице 7 представлены результаты стабیلотографического анализа исполнения теста с поворотом головы налево.

При исследовании стабیلотографического сигнала при исполнении теста с поворотом головы налево, у спортсменов основной группы наблюдается достоверное увеличение площади эллипса ($152,2 \pm 17,2$) и качества функции равновесия ($75,2 \pm 2,0$) по сравнению с контрольной группой футболистов (рис.51 (А,Б)).

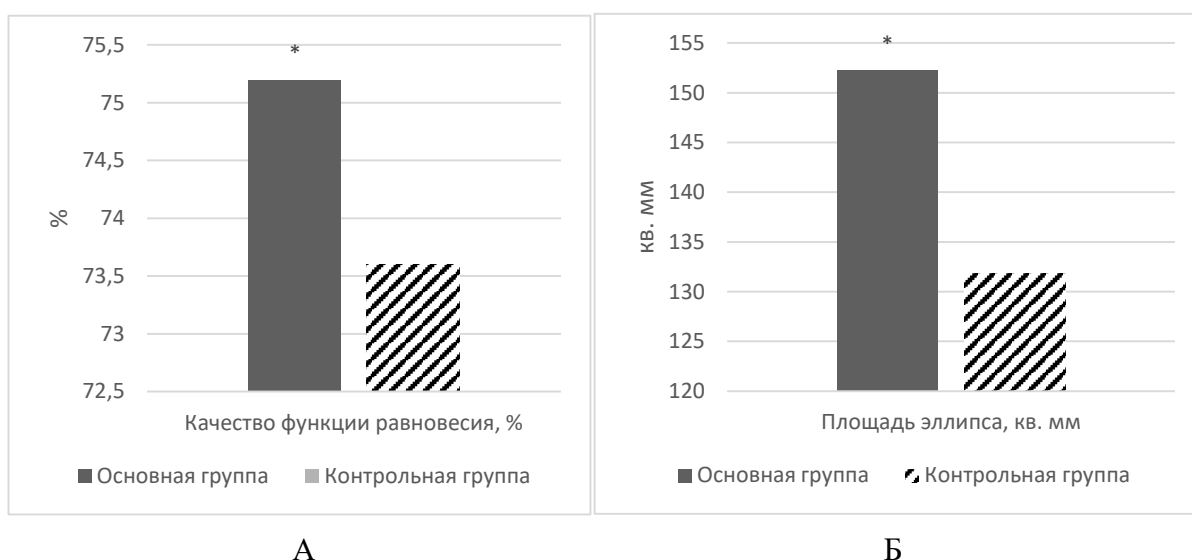


Рис. 51. Стабیلотограмма при исполнении теста с поворотом головы налево (площадь эллипса (Б), качество функции равновесия (А))

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

При исполнении теста с поворотом головы направо были получены следующие характеристики (табл. 8).

Таблица 7

Стабилографические величины при выполнении теста с поворотом головы налево

(X±m)

Величина	Фронтальная ось (разброс), мм	Сагиттальная ось (разброс), мм	Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	Площадь эллипса, кв. мм	Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	Качество функции равновесия, %	Средняя линейная скорость, мм/с
Группа							
Основная группа	3,1±0,3	3,7±0,3	11,1±0,5	152,2±17,2*	15,7±1,8	75,2±2,0*	11,1±0,5
Контрольная группа	2,5±0,3	3,7±0,8	11,5±1,3	131,8±332,4	15,7±3,2	73,6±4,4	11,5±1,3

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

Таблица 8

Стабилографические величины при выполнении теста с поворотом головы направо

(X±m)

Величина	Фронтальная ось (разброс), мм	Сагиттальная ось (разброс), мм	Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек	Площадь эллипса, кв. мм	Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек	Качество функции равновесия, %	Средняя линейная скорость, мм/с
Группа							
Основная группа	2,7±0,4	3,4±0,6	10,5±0,5	130,9±25,5	13,7±2,5	77,6±1,9	10,5±0,5
Контрольная группа	2,6±0,4	2,8±0,2	11,7±1,3	98,5±13,7	14,0±2,3	77,7±4,8	11,7±1,3

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

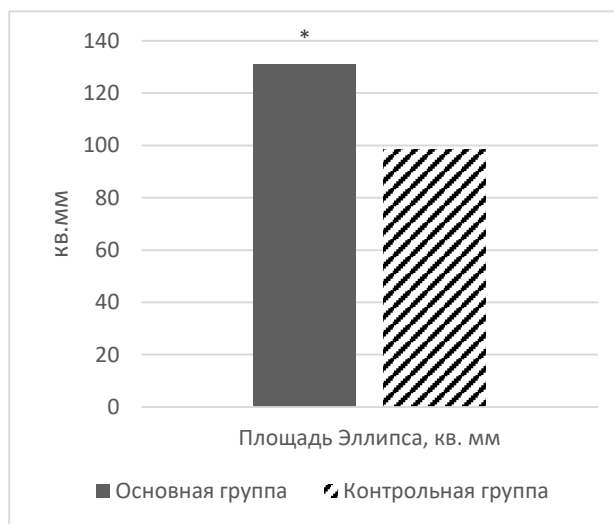


Рис. 52. Стабилограмма при исполнении теста с поворотом головы направо (площадь эллипса)

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

Фиксация стабилотографического сигнала при исполнении теста Ромберга с поворотом головы направо, у спортсменов основной группы имеется повышения таких показателей как площадь эллипса ($130,9 \pm 25,5$) (рис.52) при сравнении с контрольной группой футболистов.

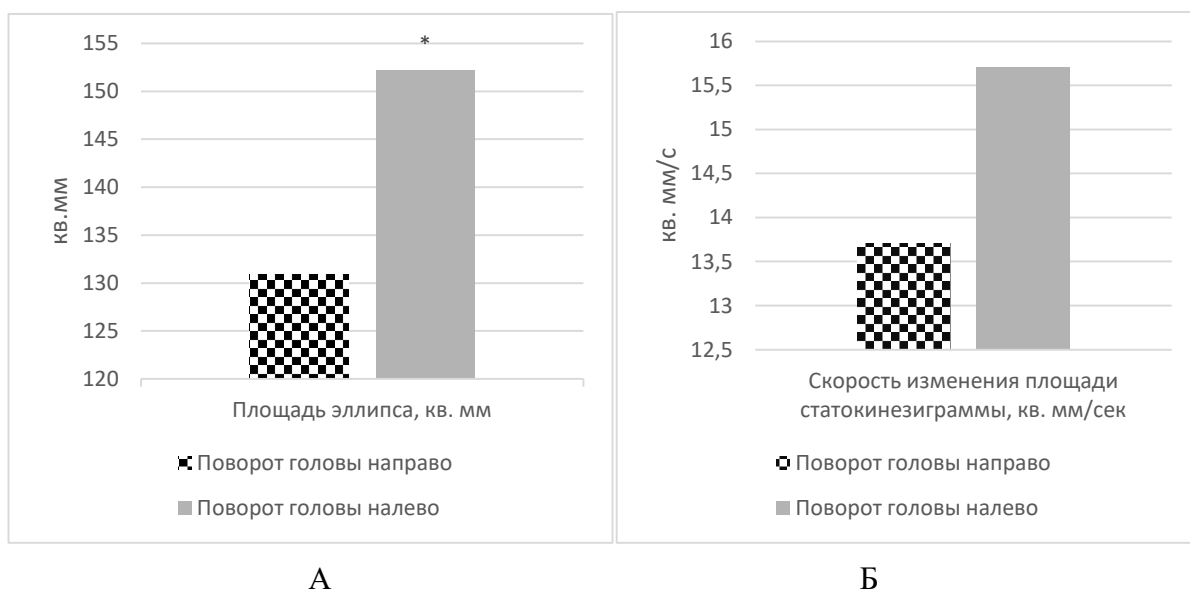


Рис. 53. Стабилограмма при исполнении теста с поворотом головы направо и налево (площадь эллипса (А), скорость изменения площади стадиокинезиграмм (Б))

* – достоверность внутригрупповых различий при выполнении тестов с поворотом головы направо и налево, $p < 0,05$

На рис. 53, 54 представлены стабилотографические величины основной группы с поворотом головы налево и направо.

При исследовании стабیلотографических показателей наблюдаются повышение средняя скорость перемещения ЦД ($11,1 \pm 0,5$), скорость изменения площади статокинезиграмм ($15,7 \pm 1,8$), площадь эллипса ($152,2 \pm 17,2$), качество функции равновесия ($75,2 \pm 2,0$) с поворотом головы налево при сравнении с поворотом головы направо.

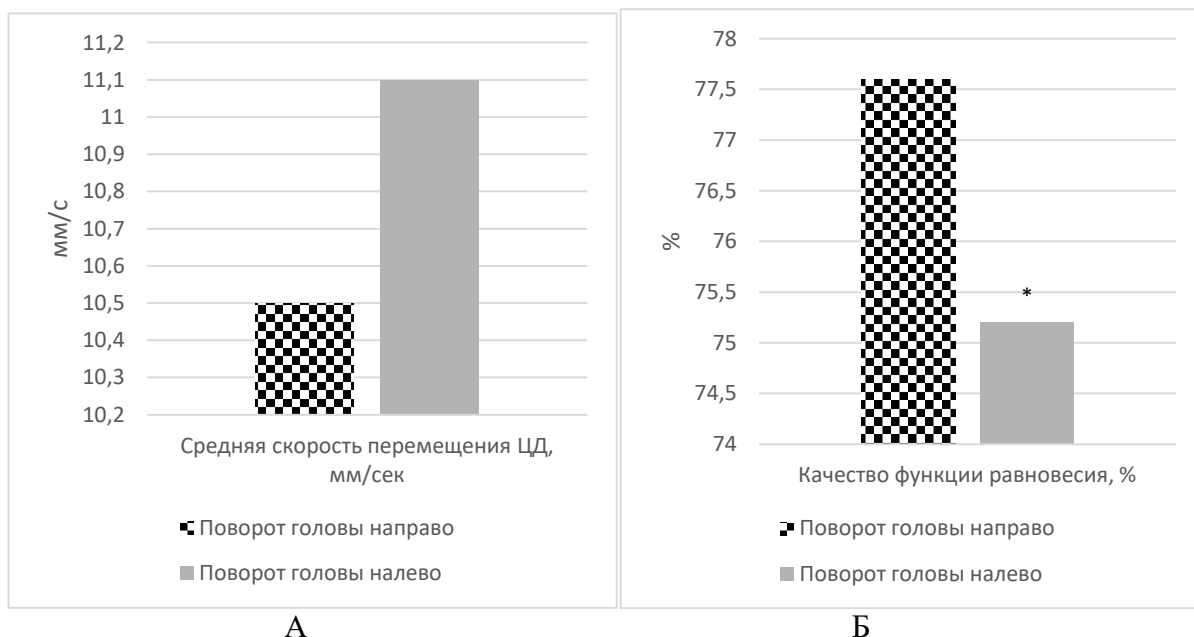
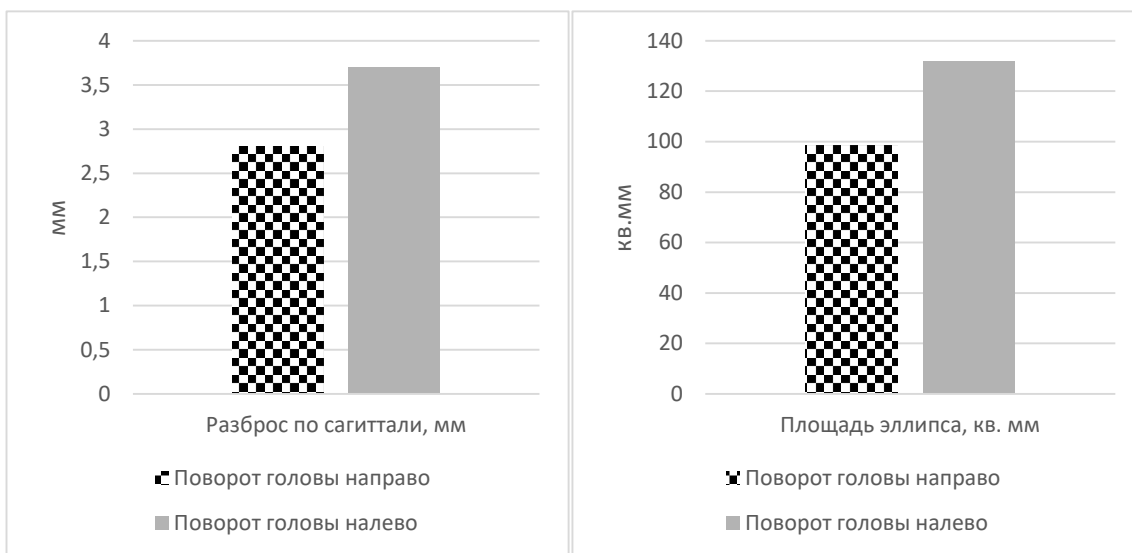


Рис. 54. Стабیلотограмма при исполнении теста с поворотом головы направо и налево (средняя скорость перемещения ЦД, качество функции равновесия)

* – достоверность внутригрупповых различий при выполнении тестов с поворотом головы направо и налево, $p < 0,05$

На рис. 55, 56 представлены стабیلотографические величины контрольной группы с поворотом головы налево и направо.

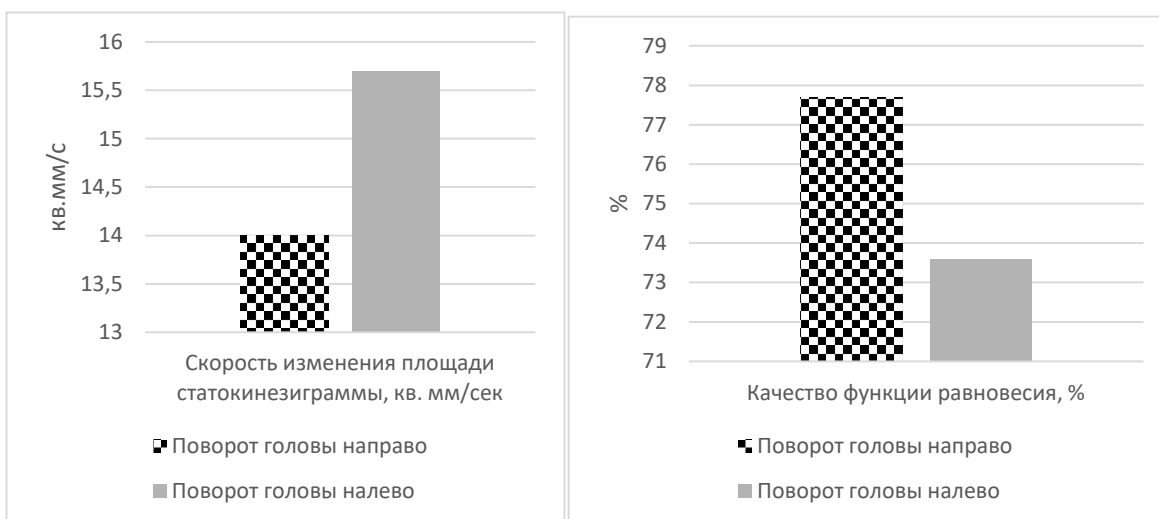
При исследовании стабیلотографических показателей наблюдаются повышение разброса по сагиттали ($3,7 \pm 0,8$) скорости изменения площади статокинезиграмм ($15,7 \pm 3,2$), площади эллипса ($131,8 \pm 32,4$), качество функции равновесия ($75,2 \pm 2,0$) с поворотом головы налево при сравнении с поворотом головы направо, и снижение показателя качество функции равновесия ($73,6 \pm 4,4$) с поворотом головы налево при сравнении с поворотом головы направо.



А

Б

Рис. 55. Стабилограмма при исполнении теста с поворотом головы направо и налево (разброс по сагиттали (А), площадь эллипса (Б))



А

Б

Рис. 56. Стабилограмма при исполнении теста с поворотом головы направо и налево (скорость изменения площади статокинезиграмм (А), качество функции равновесия (Б))

Из всего вышеизложенного можно отметить, что у спортсменов контрольной группы изменения показателей при сравнении поворота головы налево и направо незначительны, наоборот же у спортсменов основной группы величина ухудшаются при повороте головы налево и направо.

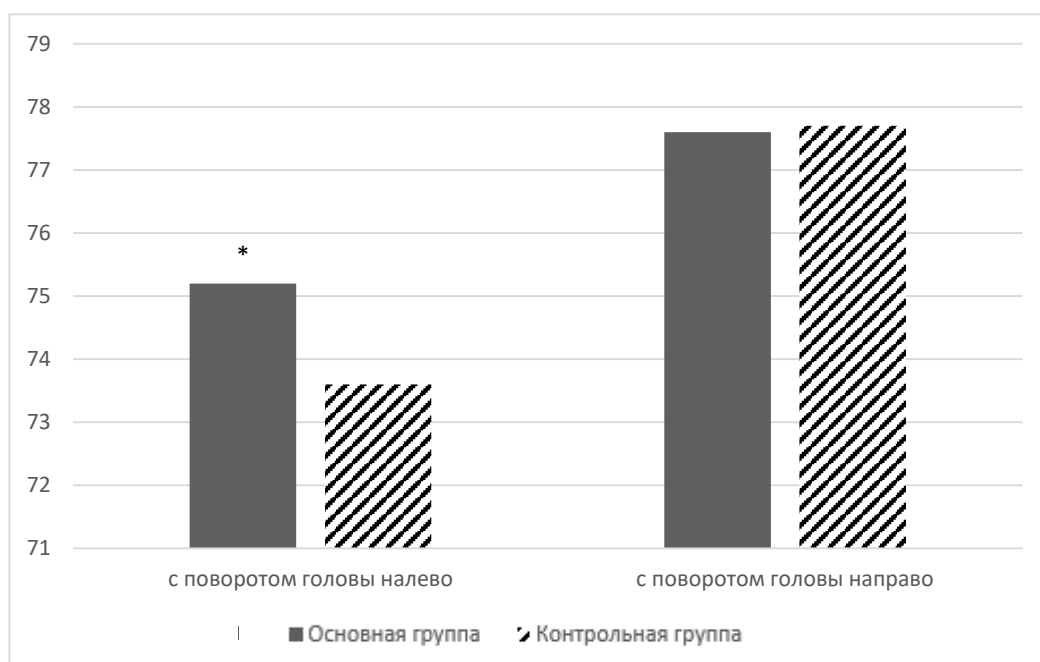


Рис. 57. Стабилограмма при выполнении теста с поворотом головы направо и налево (качество функции равновесия)

* – достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

При исследовании качества функции равновесия мы отмечали снижение его в контрольной группе в тесте с поворотом головы налево при сравнении с основной группой, и незначительное снижение в основной группе в тесте с поворотом головы направо при сравнении с контрольной группой.

При анализе стабилотографических показателей в тесте Ромберга с поворотом головы налево и направо можно отметить, что у спортсменов контрольной группы изменения показателей при сравнении поворота головы в обе стороны незначительны. А в основной группе, наоборот, наоборот, показатели ухудшаются при повороте головы налево и направо в равной степени. При исследовании качества функции равновесия мы наблюдали снижение в контрольной группе в тесте с поворотом головы налево при сравнении с основной группой, и не значительное снижение в экспериментальной группе в тесте с поворотом головы направо при сравнении с контрольной группой.

Таблица 9

Стабилографические величины при выполнении теста Ромберга с поворотом головы налево и направо

(X±m)

Величина	Фронтальная ось (разброс), мм		Сагиттальная ось (разброс), мм		Средняя скорость перемещения ЦД, мм/сек		Площадь эллипса, кв. мм		Скорость изменения площади статокинезиграммы, кв. мм/сек		Качество функции равновесия, %		Средняя линейная скорость, мм/с	
	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная	Основная	Контрольная
Поворот головы направо	2,7±0,4	2,6±0,4	3,4±0,6	2,8±0,2	10,5±0,5	11,7±1,3	130,9±25,5	98,5±13,7	13,7±2,5	14,0±2,3	77,6±1,9	77,7±4,8	10,5±0,5	11,7±1,3
Поворот головы налево	3,1±0,3	2,5±0,3	3,7±0,3	3,7±0,8	11,1±0,5	11,5±1,3	152,2±17,2*	131,8±332,4	15,7±1,8	15,7±3,2	75,2±2,0*	73,6±4,4	11,1±0,5	11,5±1,3

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

Таким образом, у футболистов с ограниченными возможностями здоровья более выражены изменения в стабиллограмме при закрывании глаз и при повороте головы в сторону. По все вероятности, искривление позвоночника приводит к нарушению кровообращения в вертебро-базиллярном бассейне, что негативно сказывается на поддержании равновесия при резких движениях головы и при выключении зрительного контроля.

3.5. Характеристики биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении удара по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата

Был проведен электромиографический анализ активности мышц нижних конечностей (икроножная мышца (латеральная и медиальная головки), латеральная широкая мышца (нижняя треть), латеральная широкая мышца (верхняя треть), прямая мышца бедра) при исполнении удара по мячу у футболистов основной группы (сколиоз II-III степени и плоскостопие II-III степени), а также у футболистов контрольной группы. В качестве экспериментальной модели были выбраны удары по мячу из стандартного положения без разбега с тремя вариантами техники: удар внутренней стороной стопы, удар внешней стороной стопы и удар средней частью подъема.

Таблица 10

Биоэлектрическая активность мышц нижних конечностей футболистов при исполнении удара по мячу внешней стороной стопы

($X \pm m$)

Группы	Основная группа	Контрольная группа
Величина	Максимальная амплитуда, мкВ	Максимальная амплитуда, мкВ
Название мышц		
m. gastrocnemius, caputlaterale	331,9±92,1*	959±190,0
m. gastrocnemius, caputmediale	846,2±275,9	1259±108,2
m. vastuslateralis	421,2±95,2*	608,4±69,8
m. adductorlongus	248,4±64,1*	2819±739,3

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

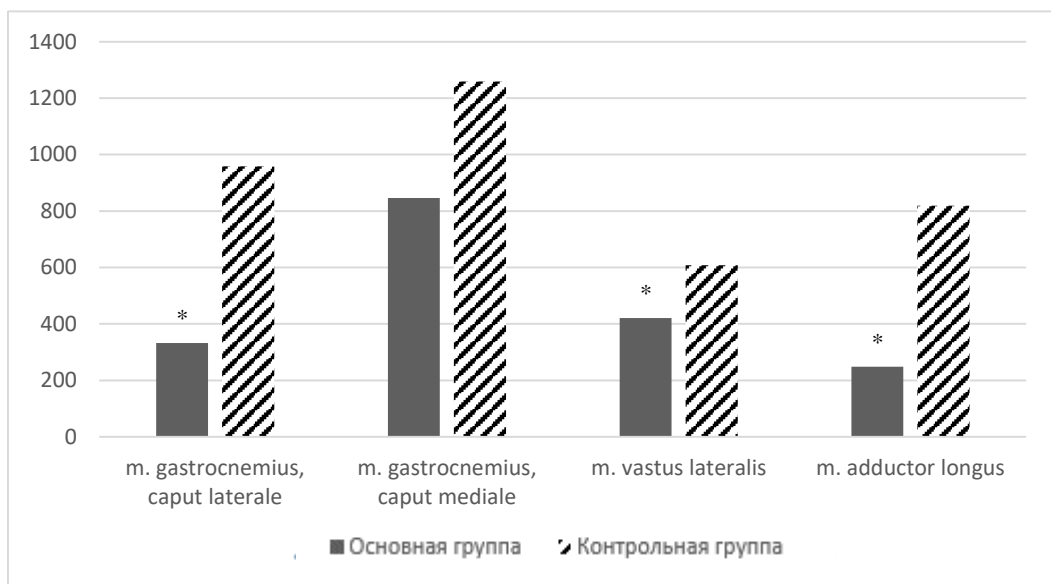


Рис. 58. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара внешней стороной стопы

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

Как видно из диаграммы максимальная амплитуда икроножной мышцы (латеральная головка), максимальная амплитуда латеральной широкой мышцы (нижняя треть) и максимальная амплитуда приводящей мышцы бедра у футболистов основной группы достоверно ниже, чем у контрольной группы футболистов ($p < 0,05$).

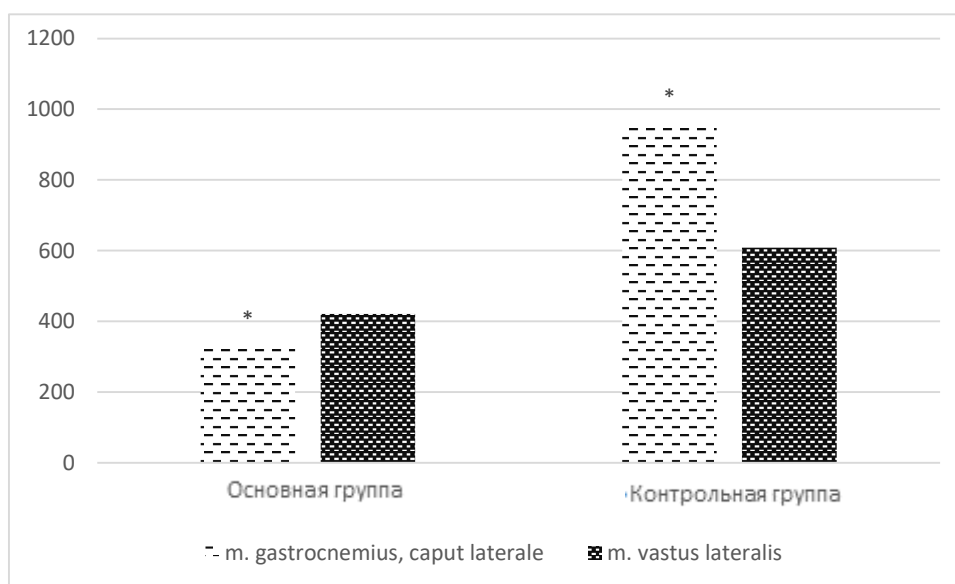


Рис. 59. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара внешней стороной стопы

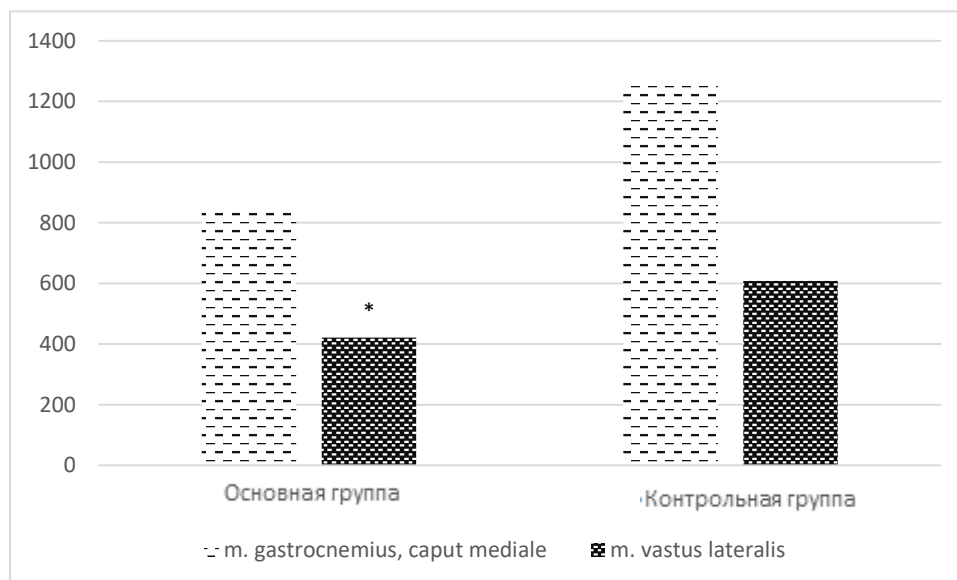


Рис. 60. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара внешней стороной стопы

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

При ударе внешней стороной стопы в основной группе спортсменов основной группы больше задействованы медиальная головка икроножной мышцы, а у спортсменов контрольной группы мышцы бедра.

Таблица 11

Биоэлектрическая активность мышц нижних конечностей футболистов при исполнении удара по мячу внутренней стороной стопы

($\bar{X} \pm m$)

Группы	Основная группа	Контрольная группа
Величина	Максимальная	Максимальная
Название мышц	амплитуда, мкВ	амплитуда, мкВ
m. gastrocnemius, caput laterale	1594,4±521,1	1023,2±151,4
m. gastrocnemius, caput mediale	1009,1±298,1	3730,4±189,1
m. vastus lateralis	478,9±91,8*	2243±297,2
m. vastus lateralis	391,4±104,6*	2554±940,0

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

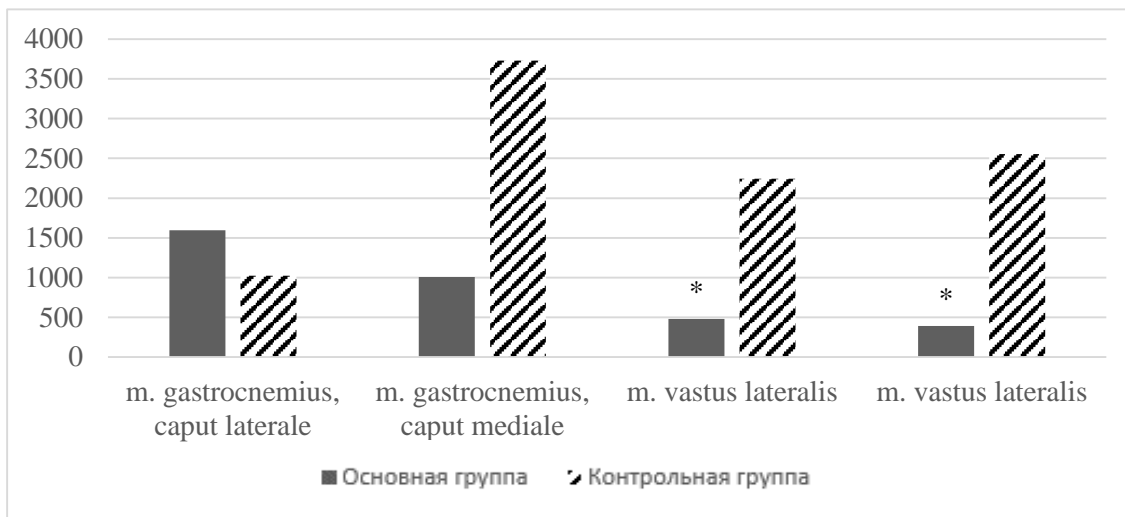


Рис. 61. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара внутренней стороной стопы

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

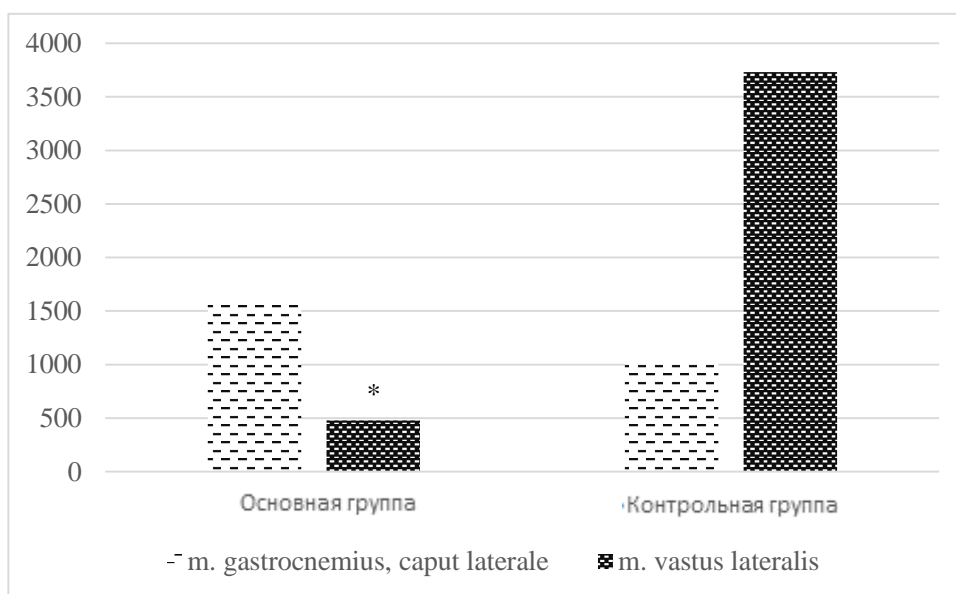


Рис. 62. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара внутренней стороной стопы

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

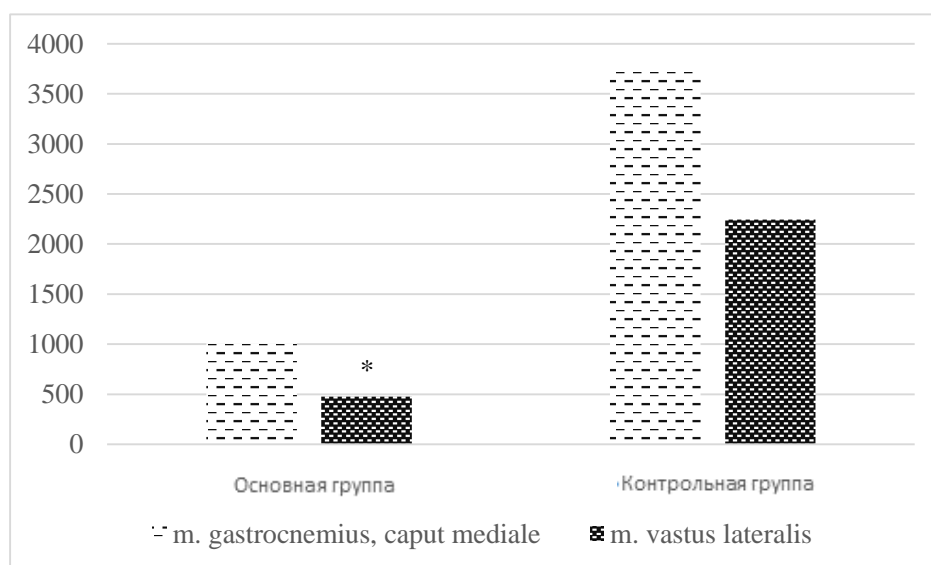


Рис. 63. Максимальная амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при выполнении удара внутренней стороной стопы

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

При ударе внутренней стороной стопы в основной группе спортсменов основной группы больше задействованы мышцы голени, а у спортсменов контрольной группы мышцы бедра.

Биоэлектрическая активность мышц нижних конечностей футболистов при выполнении удара по мячу средней частью подъема стопы

Таблица 12

($\bar{X} \pm m$)

Группы	Основная группа	Контрольная группа
Величина	Максимальная амплитуда, мкВ	Максимальная амплитуда, мкВ
Название мышц		
m. gastrocnemius, caput laterale	1120±354,3	874,1±255,1
m. gastrocnemius, caput mediale	1680,1±660,6	1280±345,9
m. vastus lateralis	801,7±345,6*	2004,0±171,3
m. rectus femoris	513,3±230,9*	6180±382,6

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

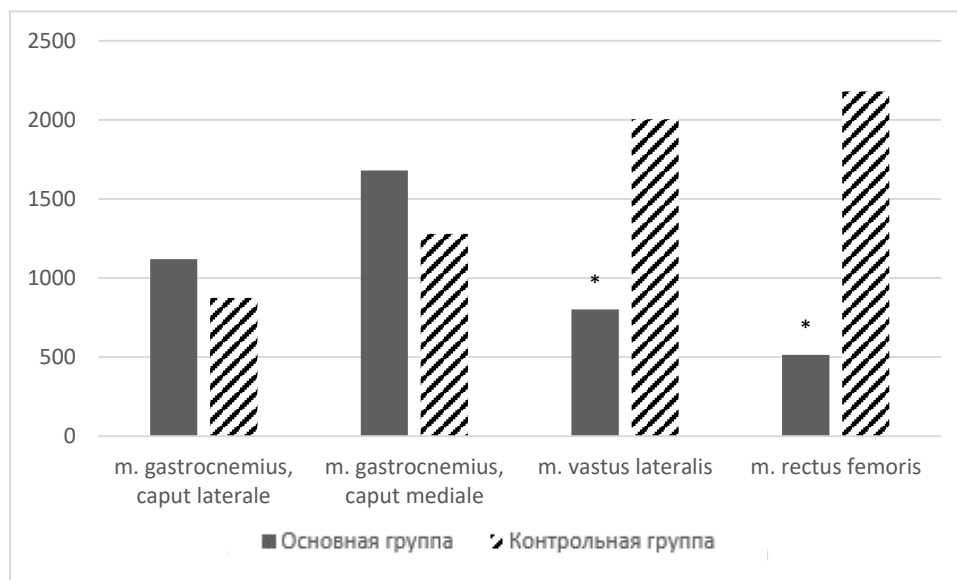


Рис. 64. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара средней частью подъема стопы

* - достоверность внутригрупповых различий биоэлектрической активности различных групп мышц, $p < 0,05$

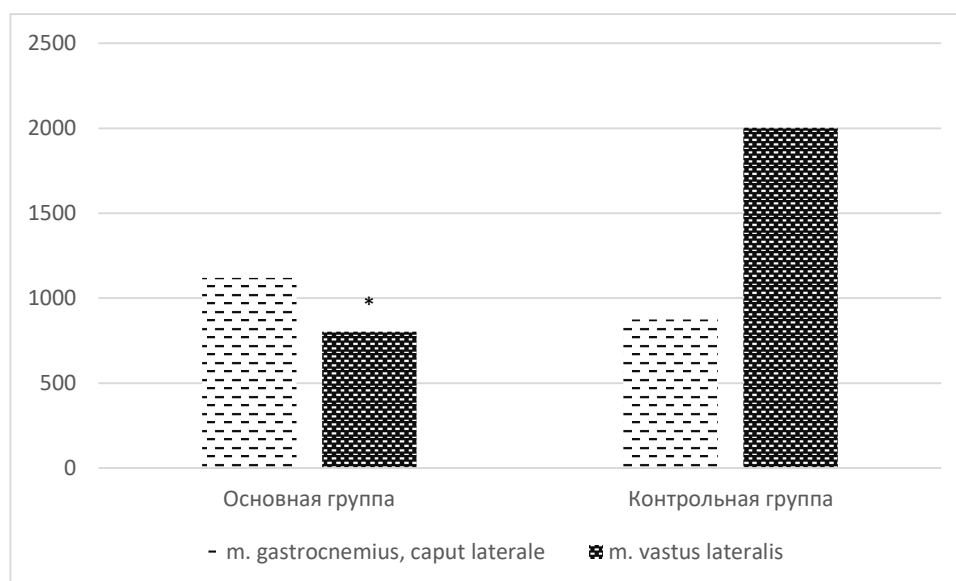


Рис 65. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара средней частью подъема стопы

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

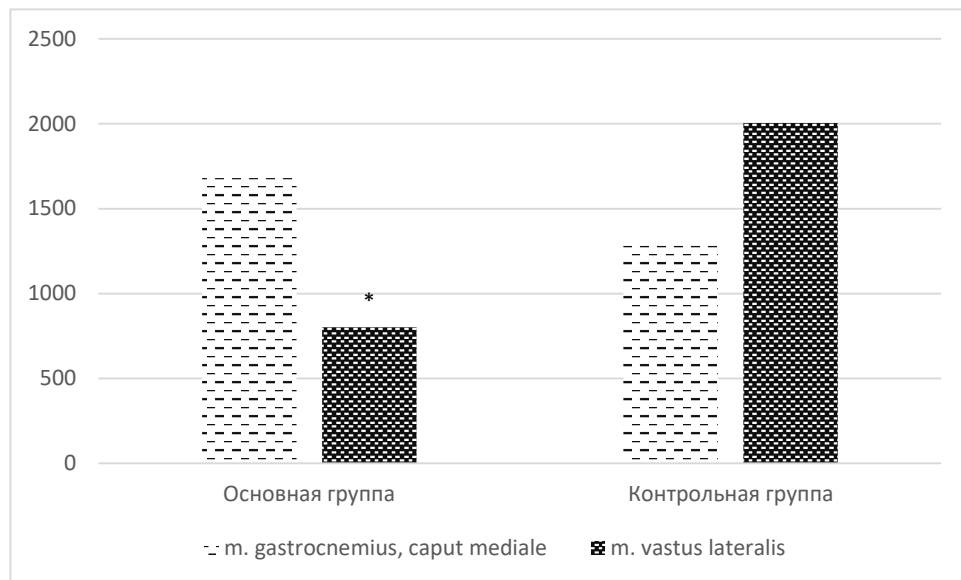


Рис 66. Максимальной амплитуда биоэлектрической активности мышц нижней конечности при исполнении удара средней частью подъема стопы

* - достоверность внутригрупповых различий биоэлектрической активности различных групп мышц, $p < 0,05$

При ударе средней частью подъема стопы в основной группе спортсменов больше задействованы мышцы голени, а у спортсменов контрольной группы мышцы бедра.

Таким образом, результаты исследования электрической активности мышц свидетельствуют, что физиологическое обеспечение стандартных ударных действий у футболистов основной группы и контрольной имеет целый ряд существенных различий. При исследовании биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении ударов по мячу футболистами с ОВЗ наблюдается перераспределение нагрузки на опорно-двигательный аппарат. Прежде всего, футболисты основной группы при выполнении ударов по мячу в равной степени задействуют мышцы бедра и голени, тогда как у контрольной группы преимущественно вовлекаются в выполнение данного двигательного действия мышцы бедра. Изменения электрической активности, связанные с техническими особенностями ударов, у основной группы отмечается на всех мышцах нижней конечности, тогда как у контрольной группы - только на мышцах бедра, на мышцах голени изменения ЭМГ по типам ударов отсутствует.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты исследований позволили обнаружить целый ряд физиологических и биомеханических особенностей, характеризующих выполнение ударов по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата. Так, в группе спортсменов с ОВЗ движение голеностопа при выполнении удара по мячу меньше по амплитуде в горизонтальной плоскости, чем в контроле; вертикальная компонента удара направлена преимущественно вниз и с большей скоростью. При этом у спортсменов с ОВЗ движение выполняется неравномерно, скорость перемещение голеностопа постоянно меняется. Одновременно у них более выражены перемещения головы вперед и вниз по сравнению с контролем.

Анализируя результаты статокинезиграммы при выполнении удара внутренней стороной стопы футболистами с ОВЗ, можно сделать вывод, что уже в подготовительной фазе при выполнении удара совершается перемещение ОЦТ назад. В момент выполнения удара траектория ОЦТ изгибается, что свидетельствует о снижении эффективности выполнения движения и в завершающей фазе для удержания равновесия спортсмен выполняет колебательные движения в обе стороны. При анализе стабิโลграфических показателей видно, что в основной группе величины таких показателей как разброс по фронтали, разброс по сагиттали средняя скорость перемещения ЦД, площадь эллипса, скорость изменения площади статокинезиграммы, средняя линейная скорость ниже по сравнению с футболистами без ОДА, тогда как показатель качества функции равновесия выше по сравнению с контрольной группой спортсменов. На первый взгляд, полученные данные кажутся противоречащими друг другу – колебания траектории сопровождаются снижением разброса в обеих плоскостях. Можно предположить, что ключевую роль здесь играет снижение скорости перемещения ЦД – именно за счет этого искривления траектории компенсируются снижением разброса, а качество функции равновесия

возрастает за счет снижения площади фигуры, описываемой центром давления при выполнении удара.

Особенностями удара внешней стороной стопы на статокинезиграмме футболистов с ОВЗ является перемещение ОЦТ назад в подготовительной фазе, в момент удара траектория движения ОЦТ изогнута, что существенно снижает эффективность выполнения движения и в завершающей фазе для удержания равновесия спортсмен выполняет колебательные движения в обе стороны. При анализе стабิโลграфических показателей видно, что происходит снижение таких показателей как разброс по фронтали, разброс по сагиттали, смещение по сагиттали, средняя скорость перемещения ЦД, площадь эллипса, скорость изменения статокинезиграммы, средняя линейная скорость при сравнении с футболистами контрольной группы, и повышение такого показателя как качество функции равновесия.

При исследовании футболистов с ОВЗ при выполнении удара средней частью подъема на статокинезиграмме были выявлены следующие изменения: происходит перемещения ОЦТ назад в подготовительной фазе, в момент удара траектория ОЦТ изогнута, что снижает эффективность выполнения движения. В стабิโลграфических показателях происходит снижение разброса по фронтали, разброса по сагиттали, средней скорости перемещения ЦД, площади эллипса, скорости изменения площади статокинезиграммы, средней линейной скорости при сравнении с контрольной группой, и повышение такого показателя как качество функции равновесия при сравнении с футболистами контрольной группы.

При выполнении теста Ромберга с закрытыми глазами в группе футболистов с ОВЗ происходит снижение ряда стабิโลграфических показателей: разброс по сагиттали, средняя скорость перемещения ЦД, скорость изменения площади статокинезиграммы, средняя линейная скорость площадь эллипса при сравнении с контрольной группой, и повышение таких показателей как разброс по фронтали, качество функции равновесия.

При исследовании стабиллографических показателей теста Ромберга с открытыми глазами происходит снижение таких показателей как разброс по сагиттали, площадь эллипса, скорость изменения площади статокинезиграммы в группе с ОВЗ при сравнении с контрольной группой, и повышение таких показателей как разброс по фронтали, качество функции равновесия при сравнении с контрольной группой.

Исследования стабиллографических показателей теста Ромберга с открытыми и закрытыми глазами показали, что у футболистов контрольной группы изменение показателей незначительны, в то время как у спортсменов с ОВЗ показатели ухудшаются при отмене зрительного контроля. По всей вероятности, у футболистов с нарушениями осанки и плоскостопием хуже осуществляется работа проприоцептивного афферентного звена. Это может быть как следствием сколиоза, так и причиной его развития.

При исследовании стабиллографического сигнала при выполнении теста с поворотом головы налево, у спортсменов с ОВЗ наблюдается увеличение площади эллипса и качества функции равновесия по сравнению с контрольной группой футболистов. При выполнении теста с поворотом головы направо у футболистов с ОВЗ происходит повышение таких показателей как площадь эллипса при сравнении с контрольной группой футболистов.

Результаты исследования электрической активности мышц свидетельствуют, что физиологическое обеспечение стандартных ударных действий у футболистов основной группы и контрольной имеет целый ряд существенных различий. При исследовании биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении ударов по мячу футболистами с ОВЗ наблюдается перераспределение нагрузки на опорно-двигательный аппарат. Прежде всего, футболисты основной группы при выполнении ударов по мячу в значительной степени задействуют мышцы бедра и голени, тогда как у контрольной группы преимущественно вовлекаются в выполнение данного двигательного действия мышцы бедра. Изменения электрической активности, связанные с техническими особенностями ударов, у основной

группы отмечается на всех мышцах нижней конечности, тогда как у контрольной группы - только на мышцах бедра, на мышцах голени изменения ЭМГ по типам ударов отсутствует.

По всей видимости, формирование особого динамического стереотипа выполнения ударов по мячу у спортсменов с ОВЗ является результатом трудностей с поддержанием равновесия и координацией движений. В тренировочном процессе футболистов данной группы необходимо больше внимания уделять развитию равновесия и координации, а также вестибулярной чувствительности.

Все изложенное позволило нам предложить схему формирования двигательной адаптации у футболистов с ограниченными возможностями здоровья, обусловленными нарушениями со стороны опорно-двигательного аппарата (рисунок 67).

Исходным звеном обстановочной афферентации, обуславливающим потребность в адаптации, являются нарушения равновесия и координации, приводящее к нарушению эффективности ударных движений, а основным фактором мотивации, конечной целью процесса адаптации – максимальное восстановление координационных способностей.

Мы выделили два фактора нарушения координации и равновесия у спортсменов с ОВЗ, каждый из которых запускает один или несколько компенсаторных механизмов, на основе которых формируется новый двигательный стереотип.

Первый фактор – искривление позвоночника, что главным образом приводит к смещению общего центра тяжести тела, к расстройству механизмов поддержания вертикальной позы и к нарушению координации при выполнении движений.

Влияние данного фактора проявляется в основном в снижении устойчивости в позе Ромберга, в усилении значимости зрительного контроля движений и дискоординации движений нижних конечностей при выполнении ударов по мячу.

Одновременно нарушения со стороны позвоночного столба приводят к нарушению кровообращения в бассейне вертебро-базиллярных артерий. Гемодинамические расстройства приводят к нарушению равновесия при поворотах головы, а так же при резких движениях верхней части туловища.

Вторым фактором, способствующим нарушению координации и равновесия у футболистов с ОВЗ, являются дефекты стопы.



Рисунок 67 – Факторы формирования двигательной адаптации у футболистов с ОВЗ

Нарушения опорной реакции искажают афферентацию от нервных окончаний стопы, тем самым нарушая работу системы поддержания равновесия при вертикальной опоре. Этот фактор приводит к дискоординации работы мышц нижних конечностей при выполнении сложнокоординационных движений в вертикальной опоре (стоя), особенно при опоре на одну ногу (именно это имеет место при выполнении удара по мячу).

Для компенсации описанных нарушений и для обеспечения полноценной физиологической адаптации к условиям игры в футбол организм спортсменов вовлекает целый ряд механизмов, которые представлены на рисунке 67.

Компенсация описанных расстройств происходит преимущественно на уровне двигательных зон коры и подкорковых узлов за счет формирования новых стабильных связей. Искривление позвоночника и вызванная им дискоординация движений конечностей компенсируется за счет снижения скорости движений и амплитуды колебаний общего центра тяжести, а так же за счет вовлечения в движение верхней части туловища (плечевого пояса и верхних конечностей).

Рост значимости зрительного контроля приводит к формированию позы, способствующей его осуществлению – смещению головы вперед и вниз. Эти же изменения способствуют и компенсации гемодинамических расстройств в бассейне вертебро-базиллярной артерии.

Нарушения опорной реакции, формирующиеся из-за дефектов стопы, компенсируются вовлечением в работу дополнительных групп мышц, прежде всего – мышц голени.

В итоге взаимодействия перечисленных факторов – ограничивающих и компенсаторных – достигается полезный результат – формируется новый двигательный стереотип, позволяющий сформировать двигательную адаптацию у спортсменов с ОВЗ и обеспечить достижение полезного результата – высокой эффективности ударных действий футболистов.

ВЫВОДЫ

1. У спортсменов с ограниченными возможностями здоровья при выполнении ударов по мячу движение голеностопа в сравнении с контролем меньше по амплитуде в горизонтальной плоскости, вертикальная компонента удара направлена преимущественно вниз и имеет большую скорость; движение выполняется неравномерно - скорость перемещение голеностопа постоянно меняется. Кроме этого, у спортсменов с ограниченными возможностями здоровья более выражены перемещения головы вперед и вниз.
2. При выполнении стабиллографического теста Ромберга у футболистов с ограниченными возможностями здоровья показатели разброса в сагиттальной плоскости, средняя скорость перемещения центра давления, скорость изменения площади статокинезиграммы ниже в сравнении с контрольной группой, тогда как показатели разброса во фронтальной плоскости и качества функции равновесия - выше. У футболистов с ограниченными возможностями здоровья более выражены изменения в стабиллограмме при закрывании глаз и при повороте головы в сторону.
3. У футболистов с ограниченными возможностями здоровья смещение общего центра тяжести тела приводит к нарушению линейности движений; траектория движения центра давления при выполнении ударов во всех фазах искривлена. Однако спортсмены компенсируют эти нарушения за счет снижения таких показателей, как разброс во фронтальной и сагиттальной плоскостях, площадь эллипса, скорость изменения статокинезиграммы, средняя линейная скорость и средняя скорость перемещения центра давления. Так же отмечено увеличение качества функции равновесия у футболистов с ограниченными возможностями здоровья.
4. При выполнении всех типов ударов по мячу у футболистов с ограниченными возможностями здоровья в значительной степени

задействованы мышцы бедра и голени, тогда как у спортсменов без ОВЗ - в большей степени задействованы мышцы бедра. У спортсменов с ОВЗ выражены различия в биоэлектрической активности мышц голени при выполнении разных типов ударов, тогда как у контрольной группы такие различия отсутствуют.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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.
2. Бернштейн Н.А. О построении движений // ЛФК и массаж, спортивная медицина. 2008. № 9 (57). С. 7—11.
3. Бернштейн Н. А. Избранные труды по биомеханике и кибернетике / Н. А Бернштейн. – М.: СпортАкадемПресс, 2001. – 296 с.
4. Бернштейн Н. А. О ловкости и ее развитии / Н. А. Бернштейн. – М.: Физкультура и спорт, 1991. – 228 с.
5. Биленко А.Г. Биомеханика вертикальной устойчивости и оценка ее в спорте :дис. ... канд. пед. наук. СПб., 2008. 212 с.
6. Бинеев Р. Р. Двухплатформенный стабิโลграфический комплекс для исследования статики опорно-двигательного аппарата / Р. Р. Бинеев, Э. О. Девликанов, Г. А. Переяслов, С. С. Слива // VII Всероссийская конференция по биомеханике «БИОМЕХАНИКА-2004». – Н.-Новгород, 24-28 мая 2004. – Т. II. – С. 29-31.
7. Болобан В. Н. Контроль устойчивости равновесия тела спортсмена методом стабิโลграфии / В. Н. Болобан, Т. Е. Мистулова// Физическое воспитание студентов творческих специальностей: Сб. научн. тр. / Под. ред. С. С. Ермакова. – Харьков: ХГАДИ (ХХПИ), 2003. – №2. – С. 24-33.
8. Бочаров М. И. Частная биомеханика с физиологией движения / М. И. Бочаров. – Ухта: УГТУ, 2010. – 235 с.
9. Бредихина Ю. П. Физиологические основы координации парных двигательных действий у спортсменов (на примере спортивных бальных танцев). Автореф. дис. канд. мед. наук. / Ю. П. Бредихина. Т., 2014 – 43с.

10. Гаже П.-М. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека / П.-М. Гаже, Б. Вебер [и др.]: пер с французского под ред. В. И. Усачева. – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2008. – 316 с
11. Гмурман В. Е. Теория вероятностей и математическая статистика: Учеб. пособие для вузов / В. Е. Гмурман. – М.: Высш. шк., 2001. – 479 с.
12. Годик М. А. Физическая подготовка футболистов / М. А. Годик. – М.: Terra-Спорт, Олимпия-Пресс, 2006. – 272 с.
13. Голомазов С. В. Теория и методика футбола. Техника игры / С. В. Голомазов, Б. Г. Чирва. – М.: Спорт Академия Пресс, 2002. – 472 с.
14. Горская И. Ю. Оценка координационной подготовленности в спорте / И. Ю. Горская / Теория и практика физической культуры. – 2010. – № 7. – С. 34-37.
15. Горбанёва Е.П. Физиологические основы функциональной подготовки спортсменов / Е.П. Горбанёва, В.В. Чёмов, А.А. Шамардин – Волгоград, 2010. - 346 с.
16. Городничев, Р.М. Спортивная электронейромиография / Р.М. Городничев. - Великие Луки: ВЛГАФК, 2005. – 216 с.
17. Горская И.Ю. Оценка координационной подготовленности в спорте // Теория и практика физической культуры. 2010. № 7. С. 34-37.
18. Губа В.П. Основы спортивной подготовки: методы оценки и прогнозирования (морфобиомеханический подход) / В.П. Губа. – М.: Советский спорт, 2012. – 384 с.
19. Гужаловский А.А. Основы теории и методики физической культуры: учебник для техникумов физ. культуры. / Под ред. А.А. Гужаловского. - М.: Физкультура и спорт, 2006. - 352с.
20. Давлетьярова К.В. Особенности биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении удара по мячу у футболистов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата / Нагорнов М.С., Капилевич

Л.В., Кошельская Е.В. // Вестник Томского Государственного Университета, 2014, №3(380), С.173-175.

21. Давлетьярова К.В. Особенности координации движений при выполнении ударов по мячу у футболистов с нарушениями опорно-двигательного аппарата /Нагорнов М.С., Капилевич Л.В. // Вестник Томского Государственного Университета, 2013, №8(373), С.163-165.

22. Давлетьярова К.В. Физиологические особенности биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении удара по мячу у футболистов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата / Нагорнов М.С., Капилевич Л.В. // NeuroscienceforMedicineandPsychology, Sudak, Crimea, Russia, 2015, с.145.

23. Доценко В.И. Об актуальности и ведущих аспектах исследования позной регуляции методом компьютерной статокинезиметрии (стабилометрии) в клинической практике. // Поликлиника. – 2008. - №2. – С. 37 – 39.

24. 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.

25. Завьялов А. И. Инновационные технологии совершенствования подготовки спортсменов / А. И. Завьялов, Д. А. Завьялов, А. А Завьялов, Ю. А. Тимошенко, М. С. Манасян // Восток-Россия-Запад. Инновационные технологии в развитии современного спорта»: Международная научная конференция (6-8 сентября 2008 г.). – Иркутск, 2008. – Т. 1. – С. 30-35.

26. Завьялов А. И. Обучение планированию объема физических нагрузок спортивных тренировок / А. И. Завьялов, А. А. Завьялов, Д. А. Завьялов // Компьютерные учебные программы и инновации. – 2004. – № 2. – Госкоорцентр, РУИ. – С.26-27.

27. Загrevский В. И. Биомеханика физических упражнений: Учебное пособие / В. И Загrevский, О. И. Загrevский. – Томск: ТМЛ-Пресс, 2007. – 274 с.
28. Капилевич Л.В. Физиолого-биомеханические основы физической реабилитации студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата средствами игры в футбол / Капилевич Л.В., Давлетьярова К.В., Нагорнов М.С., Ильин А.А., Гаевая Ю.А. // Теория и практика физической культуры, 2016, №7, С.35-37.
29. Капилевич Л.В. Физиологический контроль технической подготовленности спортсменов / Л.В. Капилевич // Теория и практика физ. культуры. – 2010. – № 11. – С. 12–15.
30. 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
31. Капилевич Л. В. Физиология спорта: учебное пособие / Л. В. Капилевич. – Томск: Изд-во ТПУ, 2011 – 142 с.
32. Караулова Н. К. Физиология / Н. К. Караулова, Н. А Красноперова, М. М. Расулов. – М.: Академия, 2009. – 377 с.
33. Команцев В.Н. Методические основы клинической электронейромиографии: Руководство для врачей / В.Н. Команцев, В.А. Заболотных. – СПб.: Лань, 2001. – 349 с.
34. Корюкин В.И. Основы теории обработки эксперимента / В.И. Корюкин, Е.В. Корюкина. – Томск, 2000. – 60 с.
35. Костюнина Л. И. Влияние двигательной памяти на результативность спортивной подготовки / Л. И. Костюнина, И. С. Колесник // Теория и практика физической культуры. – 2010. – № 4. – С. 66-68
36. Корягина Ю.В. Восприятие времени и пространства в спортивной деятельности. М. : Теория и практика физической культуры и спорта, 2006. 224 с.

37. 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.
38. Лукьяненко В. П. Физическая культура: основы знаний / В. П. Лукьяненко. – М.: Советский спорт, 2003. – 224 с.
39. Лях В. И. Координационные способности: диагностика и развитие / В. И. Лях. – М.: ТВТ Дивизион, 2006. – 290 с.
40. Матвеев Л.П. Общая теория спорта / Л.П. Матвеев. - М.: тип. Военизд., 2003. - 614с.
41. Максименко А. М. Теория и методика физической культуры / А. М. Максименко. – М.: Физкультура и спорт, 2005. – 205 с.
42. Меньшикова В. В. Биохимия. Учебник для институтов физической культуры / под ред. В.В.Меньшикова, Н.И.Волкова. -М.: Физкультура и спорт, 2006 – 384 с.
43. Нагорнов М.С. Биомеханические особенности локомоций при выполнении удара по мячу у футболистов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата / Давлетьярова К.В., Капилевич Л.В. // Вестник Томского Государственного Университета, 2015, №8 (397), С. 228–232.
44. Нагорнов М.С. Биомеханические индикаторы локомоций при выполнении удара по мячу у испытуемых с заболеваниями опорно-двигательного аппарата / К.В. Давлетьярова, Л.В. Капилевич // Современные проблемы системной регуляции физиологических функций. Москва, 2015. С. 501-504. DOI:10.12737/12432
45. Нагорнов М.С. Особенности координации движений при выполнении удара по мячу у футболистов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата / К.В. Давлетьярова, Л.В. Капилевич // Вестник Новосибирского гос.педагогического университета, 2016, №.1, С.121-130
46. Нагорнов М.С. Физиологические особенности техники удара по мячу у футболистов с нарушениями опорно-двигательного аппарата /

К.В.Давлетьярова А.А.Ильин Л.В. Капилевич // Теория и практика физической культуры, 2015, №7, С.8-10

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

48. Орджоникидзе З. Г. Состояние функциональной подготовленности спортсменов из состава ведущих футбольных команд России / З. Г. Орджоникидзе, В. И. Павлов, Н. И. Волков, А. Е. Дружинин // Физиология человека. – 2007. – Т. 33. – №4. – С. 114-118.

49. Платонов В.Н. Адаптация в спорте / В.Н. Платонов. - Киев: Здоровье, 2008. - 215с.

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

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

52. Слуцкий Л.В. Управление физической подготовкой футболистов на основе контроля соревновательной двигательной деятельности: Автореф. дис. ... канд. пед. наук / Л.В. Слуцкий. – Москва, 2009. – 24 с.

53. Спортивные игры: техника, тактика, методика, обучение: Учебник для вузов / Ю. Д. Железняк, Ю. М. Портнов, В. П. Савин, А. В. Лексаков / Под ред. Ю. Д. Железняка, Ю. М. Портнова. – М.: Академия, 2008. – 518 с .

54. Стабилан–01: руководство пользователя. – Таганрог: ЗАО «ОКБ» РИТМ, 2007. – 176 с.

55. Скворцов Д.В. Стабилометрия – функциональная диагностика функции равновесия, опорно-двигательной системы и сенсорной системы. // Функциональная диагностика. – 2004. -№3. – С. 78 – 84.

56. Усачев В.И., Доценко В.И., Кононов А.Ф., Артемов В.Г. Новая методология стабилметрической диагностики нарушений функции равновесия тела. // Вестник оториноларингологии. – 2009. – №3. С. 19 – 22.
57. Фомин Н.А. Физиологические основы двигательной активности / Н.А. Фомин, Ю.Н. Вавилов. - М.: ФиС, 2005. - 224 с.
58. Холодов Ж. К. Теория и методика физического воспитания и спорта / Ж. К. Холодов, В. С. Кузнецов – М., 2006. – 145 с.
59. Шамардин А. И. Функциональная подготовка футболистов: Учеб. пособие / А. И. Шамардин, И. Н. Солопов, А. И. Исмаилов. – Волгоград: ВГАФК, 2000. – 152 с.
60. Шелков О.М., Чурганов О.А. Медико-биологическое обеспечение параолимпийских видов спорта. «Спортивная медицина. Здоровье и физическая культура. Сочи 2011» /Материалы II-й Всероссийской (с международным участием) научно-практической конференции, 16-18 июня 2011 года / Под. общ. ред. С.Е.Павлова – Сочи, 2011. –114-117с.
61. Шестаков М. П. Компьютерная стабิโลграфия в физической культуре и спорте / М. П. Шестаков, С. С. Слива, И. Д. Войнов //VII Всероссийская конференция по биомеханике «БИОМЕХАНИКА-2004» // Тезисы докладов в двух томах. – Н. Новгород, 24-28 мая 2004. – Т. II. – С. 188-189.
62. Яковлева Н. Н. Биохимия. Учебник для институтов физической культуры // М.: Физкультура и спорт, 2005 - 320 с.
63. ААРВ (The Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback) // Official website: http://www.aapb.org/about_aapb.html.
64. Acevedo E.A., Ekkekakis P.. Psychobiology of physical activity. Human Kinetics, 2006. 279 P.
65. Bangsbo J. Is the oxygen deficit an accurate quantitative measure of the anaerobic energy production during intense exercise?/ J.Bangsbo // J. Appl. Physiol. – 2005. –№ 73. – P. 1207-1208.

66. Bangsbo J. Physiology of soccer – with special reference to intense intermittent exercise//Acta Physiol. Scand. – 1994. –151, Suppl.– 619p.
67. Bangsbo J. The effect of carbohydrate diet on intermittent exercise performance / J. Bangsbo, I. Norregaard // International Journal of Sports Medicine. – 1992. –№13. – P. 152-157.
68. Bangsbo J. Time motion characteristics of competition football / J.Bangsbo // Sci. Football. – 2005. –№ 6. – P. 34-42.
69. Budzynski T.H., Budzynski H.K., Evan J.R., Abarbanel A. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: advanced theory and Applications. Academic Press. Elsevier Inc. 2009. P 141-143.
70. Cabri J. Influence of strength training on soccer players. / J. Cabri, E. DeProfi, W. Dufour, J.P. Clarys // Science and Football. – 1991. – №4. – P. 17-21.
71. Davis J. A. Pre-season physiological characteristics of English First and Second Division football players / J. A. Davis, J. Brewer & D. Atkin //J. Sport Sci. – 1992. – № 10. – P. 541-547.
72. Demos J.N. Getting Biofeedback Modalities and the Body// Started with Neurofeedback. 2005. – P 57-59.
73. Evans J.R. (ed.) The effects of simulations on cognitive functioning. Handbook of Neurofeedback. Dynamics and Clinical Applications. Haworth Medical Press (USA). 2007. P 250-252.
74. Davlet'yarova K. V. Physiological features of shot technique of football players with musculoskeletal disorders// TeoriyaiPraktikaFizicheskoy Kultury. 7, - 2015. - P. 26-28.
75. Dubrovskiy V. I. et al. Patologicheskaya biomekhanika (Abnormal biomechanics) // Biomechanics,- 2003.- P. 591-628.
76. Fritz G., Fehmi L. Clinical protocols for open focus attention to the biofeedback signa // The Open Focus Handbook: The Self Regulation of Attention in Biofeedback Training and Everyday Activities. Princeton, N. J.: Biofeedback Computers.1982. P 131-133.

77. Feuser G. u. Meyer Heike: Integrativer Unterricht in der Grundschule – Ein Zwischenbericht. Solms-Oberbiel: Jarick Oberbiel Verlag, 1987. P 33-36.
78. Geisser M.E. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls // Journal of Pain. 2005. № 6 (11). P. 711-726.
79. Hakkinen K. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people / K. Hakkinen, M. Kallinen, M. Izquierdo, K. Jokelainen, H. Lassila, E. Mälkiä, W. J. Kraemer, R. U. Newton, M. Alen // J Appl Physiol. – 1998. – Vol. 84. – P. 1341-1349.
80. Hakkinen K. Electromyographic changes during strength training and detraining / K. Hakkinen, P. V. Komi // Med Sci Sports Exerc. – 1983. – Vol. 15, №6. – P. 455-460.
81. Hakkinen K. Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people / K. Hakkinen, M. Alen, M. Kallinen, R. U. Newton, W. J. Kraemer // Eur J Appl Physiol. – 2000. – Vol. 83. – P. 51-62.
82. Kay P. The Mental Athlete. Human Kinetics. 2003.
83. 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.
84. Kascheeva T.K. Prenatal biochemical screening in Saint–Petersburg // Prenat. Diagn. – 2008. – Vol. 28. – P. 1-60.
85. Krivoschekov S. G., Divert G. M., Divert V. E. Expansion of the functional range of respiratory and gas exchange reactions during repeated hypoxic effects // Human Physiology. – 2005. – Vol. 37, No. 4. – P. 135–140.
86. Krivoschekov, S.G., Lushnikov, O.N. Psychophysiology of sports addiction (exercises addiction) // Fiziologiiacheloveka, - 2011. 37 (4). P. 135-140.
87. Lusardi, M.M. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Elsevier Corp. / M.M. Lusardi, C.C. Nielsen – 2007. – 904 P.

88. Malm, M. Cortina-Borja, R. Gilbert. Predictors of Retinochoroiditis in Children With Congenital Toxoplasmosis: European, Prospective Cohort Study // Pediatrics. – 2008. – №121(5). – P. 1215-1222.
89. Mellalieu S.D., Hanton S. (Eds.). Advances in Applied Sport Psychology: A Review. Taylor&Francis. 2009. P 131-135
90. Miller N. E. Learning of visceral and glandular responses // Science. 1969. Vol. 163. P. 434-445.
91. Miller N. E. Biofeedback: Evaluation of a new technique // New England Journal of Medicine. 1974. Vol. 290. P. 684-685.
92. Miller N. E., DiCara L. V. Instrumental learning of urine formation by rats: Changes in renal blood flow // American Journal of Physiology. 1968. Vol. 215. P. 677-683.
93. Morris T., Spittle M., Watt A.P. Imagery in Sport. Human Kinetics, 2005. 387 P.
94. Naatanen R., Syssoeva O., Takegata R. Automatic time perception in the human brain for intervals ranging from milliseconds to seconds. Psychophysiology. 2004. Vol. 41. No. 4. P. 660-663.
95. Petrushanskaya K. A. et al., Russian Journal of Biomechanics. 9, -2009 - P. 56-69.
96. Perry, J. Gait analysis of normal and pathological function / J. Perry. – N-Y.: Slack Incorporated, 1992. – 524 p.
97. Peniston E.G., Kulkosky P.J. Neurofeedback in the treatment of addictive disorders. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback. San Diego etc. Academic Press. 1999. P. 157 - 179.
98. Rao LG (Ed). Perspectives on Special Education Neelkamal Publications Pvt. Ltd, Hyderabad, India, 2007. P 198-205.
99. Robbins J. Symphony in the Brain. The Evolution of the New Brain Wave Biofeedback. GrovePress. 2001. P 34 – 46.

100. Stermán M.B. EEG biofeedback in the treatment of epilepsy: An overview circa 1980 // In: *Clinical Biofeedback: Efficacy and Mechanism* (Eds.: L.White, B.Tursky). Guilford, NY. 1982. P. 330-331.
101. Stermán M.B., MacDonald L.R., Stone R.K. Biofeedback training of the sensorimotor electroencephalogram rhythm in man: Effects on epilepsy // *Epilepsy*. 1974. Vol. 15. P. 395- 416.
102. Schwartz G. E. Voluntary control of human cardiovascular integration and differentiation through feedback and reward // *Science*. 1972. Vol. 175. P. 90-93.
103. Schwartz M.S., Andrasik F. *Biofeedback: A practitioner's guide*. 3d ed., Guilford Press, NY. 2003.
104. Swingle P.G. *Biofeedback for the Brain. How Neurotherapy Effectively Treats Depression, ADHD, Autism, and More*. RutgersUniversityPress. 2008.
105. 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.
106. Sharma R., *Indian J. of Physical Medicina and Rehabilitation*. 12,- 2009 - P. 25-30.
107. 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
108. Stone, R., Stone J. *Atlas of Skeletal Muscles*. 2nd Ed. USA; The McGraw Hill Companies, Inc, 1997. 456 p.
109. Thousand J. NevinA., & Fox W. Inservice training to supported education of learners with severe handicaps in their local schools. *Teacher Education and Special Education*. 1987, № 10(1).

110. Walker B.B., Walker J.M. Phase relations between carotid pressure and ongoing electrocortical activity // Intern. Journ. Psychophysiol. – 1983. – V.1. – P. 65–73.

111. Yardley L. Concurrent performance of mental tasks and dynamic control of balance: a comparison of healthy adults and patients with vestibular disorders / L. Yardley, A. M. Bronstein, R. Davies et al. // Gait & Posture. – 1999. – Vol. 1, № 9– P. 11.