

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«РОССИЙСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ. Н. И. ПИРОГОВА»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

На правах рукописи

Шишкин Алексей Андреевич

**НОВЫЙ ПОДХОД К ДИАГНОСТИКЕ И КОРРЕКЦИИ
ПОСТУРАЛЬНОГО КОНТРОЛЯ
У СТУДЕНТОВ - СПОРТСМЕНОВ С НАРУШЕНИЕМ ОСАНКИ**

3.1.33. Восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная
физкультура, курортология и физиотерапия,
медико-социальная реабилитация

Диссертация на соискание учёной степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель: профессор,
доктор медицинских наук
Парастаев Сергей Андреевич

МОСКВА – 2023

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	3
ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	13
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ.....	40
2.1. Общие положения.....	40
2.2. Организация и объект исследования.....	40
2.3. Клинические методы обследования.....	44
2.3.1. Спортивный анамнез.....	44
2.3.2. Ортопедический осмотр.....	44
2.4. Методика диагностики постуральных нарушений.....	49
2.4.1. Инструментальные методы исследования.....	49
Бароподометрическое обследование.....	49
Тензодинамометрическое обследование.....	51
Оптическая топография.....	53
2.5. Статистическая обработка данных.....	57
ГЛАВА 3. МЕТОДИКА ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ И ВИБРО- ПЕРКУССИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ У СТУДЕНТОВ-СПОРТСМЕНОВ С НАРУШЕНИЕМ ОСАНКИ.....	59
ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ.....	68
Первый этап. Диагностика постуральных особенностей и связь с физической активностью.....	68
Бароподометрическое исследование студентов, имеющих разный характер и интенсивность физической активности.....	70
Оценка силы группы ягодичных мышц у спортсменов.....	72
Оптическое измерение параметров осанки спортсменов.....	73
Второй этап. Коррекция нарушений постурального контроля у студентов- спортсменов с нарушением осанки.....	74
Эффективность различных коррекционных методик на бароподометрические показатели и силу ягодичных мышц в монопедальном тесте.....	76
Эффективность различных методик воздействия на коррекцию асимметрии бароподометрических и силовых показателей.....	81
Эффективность различных методик воздействия на коррекцию осанки.....	85
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	87
ВЫВОДЫ.....	94
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	96
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	98

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АПК – аппаратный программный комплекс

ВУЗ – высшее учебное заведение

КМС – кандидат в мастера спорта

ЛФК – лечебная физическая культура

ОДА – опорно-двигательный аппарат

ОЦД – общий центр давления

ЭМГ – электромиография

СОР – центр давления

COVID-19 – коронавирусная инфекция

CLT – координационная локомоторная тренировка

LMV – локальная мышечная вибрация

PPAM – портативный метод оценки осанки

PNF – проприоцептивная нейромышечная фасилитация

SEAS – научно-физический подход к лечению сколиоза

SOSORT – международная организация по лечению сколиоза в ортопедии и реабилитации

TVR – тонический вибрационный рефлекс

WBV – вибрация всего тела

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

В настоящее время, по данным Национальной ассоциации студенческого спорта (NCAA), прослеживается глобальная тенденция к актуализации любительского и, в том числе, студенческого спорта (Рис.1). Например, число студентов, занимающихся игровыми видами спорта, увеличилось за последнее десятилетие на 25,1% [124].

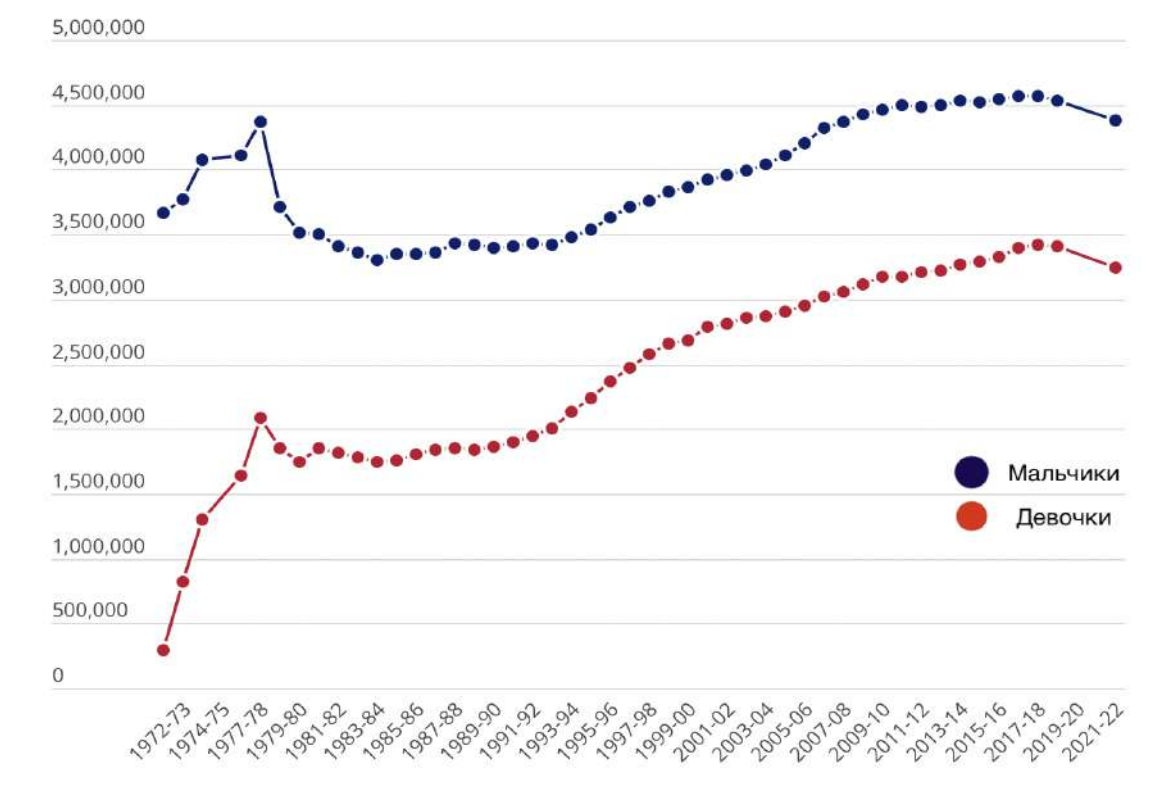


Рисунок 1 - Участие в спортивных состязаниях студентов в разбивке по полу (NCAA)

Анализ текущего состояния развития физической культуры и спорта в Российской Федерации к 2020 году показывает, что были достигнуты следующие значения целевых показателей: увеличение доли обучающихся и студентов, систематически занимающихся физической культурой и спортом, в общей численности этой категории населения (установлен показатель к 2020

году - до 80%, достигнут в 2019 году - 83 %). Эта стратегия определяет видение развития Российской Федерации как ведущей мировой спортивной державы, граждане которой ведут здоровый образ жизни и активно вовлечены в массовый спорт, с экономически стабильным профессиональным спортом, высоким авторитетом на международной спортивной арене и нулевой терпимостью к допингу.

Во время пандемии COVID-19 по всему миру наблюдалось существенное снижение повседневной физической активности у различных групп населения [63], в том числе и студентов вузов [18, 123]. Пандемия COVID-19 оказала существенное влияние на мировой спортивный календарь 2020 года: были отложены или отменены многие текущие или запланированные спортивные соревнования. Полученные данные показали острую необходимость срочного принятия мер, позволяющих существенно повысить уровень физической активности в спорте и фитнесе и снизить общее время малоподвижного образа жизни у студентов в период пандемии COVID-19 [64].

На сегодняшний день реализуется стратегия развития физической культуры и спорта в Российской Федерации на период до 2030 года, которая разработана Министерством спорта РФ с учетом федерального проекта «Спорт - норма жизни» в соответствии с поручениями Президента Российской Федерации по итогам заседаний Совета при Президенте Российской Федерации по развитию физической культуры и спорта, состоявшихся 27 марта 2019 г. и 6 октября 2020 г. (Распоряжение Правительства Российской Федерации от 24 ноября 2020 г. No 3081-р, Москва).

Продолжающийся рост участия студентов в спортивных мероприятиях приводит к повышению уровня травматизма в ходе тренировочного процесса и соревнований, в связи с чем возникает необходимость динамического контроля состояния спортсмена, анализа полученных травматических повреждений и разработки стратегий профилактики спортивной травмы [118].

Большинство исследователей предполагает, что программы профилактики травм должны концентрироваться на предотвращении негативного влияния факторов риска, что может быть достигнуто за счет выявления и коррекции сопутствующих нарушений опорно-двигательного аппарата (ОДА), включая минимизацию выраженности дефектов осанки и обеспечение полного восстановления и реабилитации от предыдущих травм [160].

Неравномерность распределения нагрузок, особенно в асимметричных видах спорта, модулирует проприоцептивную афферентацию, опосредующую адаптацию к специфике спортивной деятельности, что приводит к формированию устойчивого двигательного стереотипа, определяющего условия эффективного функционирования ОДА спортсмена. Возможным итогом адаптивных реакций может стать в том числе изменение тонуса постуральных мышц, которое способствует возникновению функциональных асимметрий тела, нарушению осанки, что является фактором риска возникновения травм [23, 119].

Полученный двигательный опыт способствует развитию центральной нервной системы у человека, улучшая осанку и двигательные навыки [71]. Определенные физические упражнения стимулируют активность постурального и двигательного контроля. Для оптимального улучшения этого контроля в физической или спортивной активности должно происходить быстрое реагирование на сигнал, развитие мышечной силы и хорошо скоординированные движения, а также выполнение движений в сложных постуральных условиях, например в положении на одной ноге [57, 58].

Известно, что оптимальный контроль баланса тела способствует достижению высоких спортивных результатов. Это обуславливает необходимость поиска валидных диагностических и эффективных коррекционных программ, которые бы увеличивали эту способность [70, 126].

В настоящее время описаны многочисленные методики диагностики и коррекции баланса тела, влияющих на осанку спортсмена, но мы также знаем,

что эффективность этих программ не всегда является удовлетворительной, поэтому на сегодняшний день актуален глобальный поиск новых коррекционных методик для улучшения контроля баланса у спортсменов с целью профилактики травматизма и достижения лучших спортивных результатов.

Цель и задачи

Целью научной работы стало создание оптимального алгоритма диагностики и коррекции особенностей постурального контроля и ассоциированных с ними изменений осанки у студентов-спортсменов РНИМУ им. Н.И.Пирогова.

Для достижения цели были сформулированы следующие задачи:

1. Изучить особенности постурального контроля у студентов-спортсменов медицинского ВУЗа с нарушением осанки.
2. Разработать валидную методику комплексной диагностики состояния системы постурального контроля и корректирующих мероприятий в контингенте студентов-спортсменов с нарушением осанки.
3. Оценить эффективность комплексной коррекции изменений постурального контроля и ассоциированных с ними изменений функционального состояния опорно-двигательного аппарата у студентов-спортсменов с нарушением осанки.

Научная новизна исследования

В представленной работе впервые проанализированы особенности постурального контроля у студентов-спортсменов медицинского ВУЗа, занимающихся асимметричным видом спорта с нарушением осанки.

Выявлена связь дисбаланса мышечной силы ягодичной группы и постурального контроля у студентов-спортсменов с нарушением осанки.

Комплексно проанализированы изменения постурологических параметров,

параметров мышечной силы ягодичной группы мышц и параметров оптической топографии у студентов-спортсменов с нарушением осанки до и после проведения коррекционных мероприятий.

На основании данных бароподометрического исследования, оптической топографии и тензодинамометрии разработаны критерии оценки эффективности применения методик коррекции постурального контроля.

Разработана комплексная методика коррекции постурального контроля у студентов-спортсменов с нарушением осанки, включающая в себя сочетание локального аппаратного вибро-перкуSSIONного воздействия и специального комплекса упражнений, направленного на улучшение двигательного контроля таза и осанки в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF.

Создание оптимального алгоритма диагностики и коррекции особенностей постурального контроля у студентов-спортсменов с нарушением осанки позволило качественно выявить изменение постурального контроля с целью последующей реабилитации для выявления факторов, которые, в свою очередь, способствуют раннему возникновению и прогрессированию хронической патологии опорно-двигательной системы, а также приводят к высокому риску травматизации лиц, занимающихся спортом.

Практическая значимость

1. Разработана и обоснована новая методика диагностического обследования постурального контроля у студентов-спортсменов с нарушением осанки. Предлагаемый диагностический комплекс позволяет уточнить характер функциональных двигательных нарушений, что позволяет индивидуализировать корректирующие мероприятия, повысить их эффективность и, соответственно, сократить их продолжительность.

2. Разработанный специальный диагностический комплекс позволяет уточнить характер нарушения функции системы координации движения,

сократить сроки коррекционных воздействий и повысить их эффективность.

3. Методика комплексной коррекции постурального контроля у студентов-спортсменов с нарушением осанки, разработанная с учетом выявленных функциональных особенностей состояния здоровья спортсменов по бароподометрическим и оптическим показателям, а также характеристик мышечной силы, легко воспроизводима и может быть применена на практике.

Положения, выносимые на защиту

1. Увеличение площади статокинезиограммы и скорости смещения общего центра давления во фронтальной плоскости, определяемые в бароподометрическом исследовании, а также выраженная асимметрия текущих силовых возможностей ягодичных мышц в опоре на одну ногу (в монопедальном положении) являются определяющими показателями в выборе терапевтической тактики.

2. Для анализа эффективности медицинской реабилитации студентов-спортсменов с нарушением осанки, помимо оценки клинических проявлений, целесообразно наблюдение в динамике основных бароподометрических показателей, определяемых стоя на одной ноге, оценка функциональной силы ягодичных мышц в вертикальном положении тела, оценка таза и позвоночника на современном оптическом оборудовании во фронтальной плоскости.

3. Оптимальным методом коррекции постуральной функции у студентов-спортсменов с нарушением осанки по типу «сутулость», по данным клинического и инструментального методов диагностики, является проведение комплексного воздействия локальной аппаратной вибро-перкуSSIONной терапии в вертикальном положении тела совместно со специальными упражнениями в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе методики PNF путем активации группы ягодичных мышц и контроля осанки в течении тренировочного и соревновательного периодов.

Соответствие паспорту научной специальности

Диссертационная работа соответствует паспорту научной специальности 3.1.33. Восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная физкультура, курортология и физиотерапия, медико-социальная реабилитация, а именно пунктам: 5 – разработка методов рационального использования физических упражнений, прочих средств физической культуры и спорта для укрепления здоровья, профилактики и лечения заболеваний, повышения физической работоспособности. Определение эффективных мероприятий по предупреждению заболеваний и травм у спортсменов, наиболее рациональных гигиенических условий физического воспитания. Разработка средств и методов медицинского контроля за функциональным состоянием лиц, занимающихся спортом, а также программ восстановления нарушенных функций и реабилитации спортсменов.

Внедрение результатов исследования в практику

Разработанная и апробированная автором комплексная методика медицинского обследования студентов-спортсменов с нарушением осанки и методика коррекции выявленных отклонений внедрена в практическую деятельность отделений спортивной медицины и медицинской реабилитации Федерального государственного бюджетного учреждения "Федеральный научно-клинический центр спортивной медицины и реабилитации Федерального медико-биологического агентства" России (г. Москва), а также в образовательный процесс студентов 4-6 курсов и ординаторов на кафедре реабилитации, спортивной медицины и физической культуры педиатрического факультета ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России.

Апробация работы

Диссертационная работа выполнена в соответствии с планом научных исследований ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России. Основные положения диссертации доложены и обсуждены на VIII Всероссийском конгрессе с международным участием «Медицина для Спорта – 2018» и Sports Medicine Congress Towards Russia FIFA World Cup 2018; X Юбилейном Всероссийском конгрессе с международным участием «Медицина для Спорта 2021»; XV Международной научной конференции молодых ученых «Актуальные вопросы спортивной медицины, лечебной физической культуры, физиотерапии и курортологии в рамках XVII Международной научной конференции по вопросам состояния и перспективам развития медицины в спорте высших достижений «СпортМед-2022» (Москва, 2022).

Публикации

По материалам диссертационного исследования опубликовано 4 научные работы, из них 2 в журналах, рекомендуемых ВАК РФ Минобрнауки России по 3.1.33. Восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная физкультура, курортология и физиотерапия, медико-социальная реабилитация.

Личное участие автора

Автор провёл тщательный анализ отечественных и зарубежных источников литературы по актуальной теме современных методов диагностики и коррекции постурального контроля у спортсменов.

Автор диссертации полностью разработал и спланировал исследование по всем требуемым разделам. Самостоятельно выполнил обследование студентов на современных диагностических аппаратных комплексах, провёл клиническую оценку функционального состояния опорно-двигательного аппарата, разработал коррекционные методы воздействия и лично провёл их.

Автор провёл статистический анализ полученных данных, интерпретировал и обобщил полученные результаты, сформулировал выводы и практические рекомендации.

Структура и объем диссертации

Материалы диссертации изложены на 119 страницах, иллюстрированы 13 таблицами и 22 рисунками. Работа состоит из введения, обзора литературы, описания материалов и методов, результатов собственных исследований, обсуждения полученных результатов, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы. Список литературы включает 209 литературный источник, из них 30 русскоязычных и 179 иностранных работ.

Степень достоверности

Достоверность полученных данных и выводов обеспечивается достаточным объемом выборок и количеством наблюдений для получения статистически значимых результатов. Используются современные средства обработки данных. В работе применены методики максимально исключаящие погрешность оператора в измерениях.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1. Значимость осанки в контроле постурального баланса

Контроль постурального баланса – это многофакторное действие по поддержанию позы в статических и динамических условиях, достижению произвольного движения или восстановлению состояния равновесия во время любой позы или деятельности, на которые влияют несколько факторов, таких как возраст, антропометрия, физиологическое и физиопатологическое состояние, а также моторный опыт [95, 160, 152, 171, 7]. В статических условиях эффективность осанки обычно называется способностью уменьшать раскачивание тела в обычных позах, а также способностью сохранять равновесие тела в сложных позах [151, 10]. В динамических задачах поддержание осанки представляет собой способность контролировать баланс тела во время многосуставных движений и сложных постуральных условий (например, во время внешних механических возмущений) для предотвращения падений [169].

В спорте было продемонстрировано, что контроль постурального баланса является одним из ограничивающих факторов производительности, а также связан с риском травм [71, 178, 190]. Более того, независимо от вида спорта, профессиональная спортивная техника невозможна без эффективного постурального контроля тела [152]. Например, экономия бега или контроль мяча в воздухе на одной ноге в футболе зависят от индивидуального уровня навыков осанки [153, 5].

Достижение наивысшего уровня производительности определенных видов спорта требует выполнения тяжелых физических упражнений, которые многократно повторяются в не физиологических положениях, связанных со статически-динамической нагрузкой, которая вызывает мышечный дисбаланс [, 27]. Интенсивные физические упражнения приводят к адаптации не только пассивные элементы позвоночника, но и активные элементы – мышечно-

сухожильные структуры, ответственных за гармоничное положение тела [148, 9]. Тем не менее, избыточные нагрузки могут привести к катаболической реакции организма [40, 2]. Гипоэстрогенизм, возникающий в результате потери веса, диеты и физической подготовки у молодых девушек и женщин, приводит к задержке менструации и снижению роста костей. Таким образом, скелетная система подвергается остаточным эффектам полового созревания, что позволяет в течение более длительного периода усиливать неблагоприятные воздействия механических сил (микротравмы, силы, шока и т. д.), создавая тем самым больше предпосылок для появления постурального нарушения [132]. Определенный уровень физической активности необходим для правильного развития позвоночника, в то время как чрезмерные физические нагрузки могут отрицательно повлиять на незрелую морфологию кости и ее механическую целостность [130, 28]. По этой причине в высококонкурентных видах спорта позвоночник молодых спортсменов находится на очень уязвимой стадии развития, и к планированию тренировочного и лечебного процесса следует подходить с осторожностью с учетом принципов роста и развития. Эти факторы наряду с генетической предрасположенностью к развитию нарушений осанки и воздействия на окружающую среду могут привести к появлению нарушений осанки [45]. На основании предыдущих научных работ, ученые приходят к выводам, что сколиоз, кифоз и лордоз можно трактовать как деформацию лишь при их значительной выраженности, возникающими под влиянием различных факторов окружающей среды и генетической предрасположенности [104, 23]. С другой стороны, большие различия в методологических процедурах различных исследований, определяющих термины «спортсмены» и «спортивный опыт», различные категории участников, - это лишь некоторые из проблем, которые не позволяют определить характер причинно-следственных взаимоотношений [152, 25].

Многие авторы определяют, что взаимосвязь между спортом и

нарушениями осанки прослеживаются в полной мере, и именно поэтому современные научные работы глубоко исследуют связь между конкретным видом спорта и нарушением осанки.

2. Влияние спорта на развитие постуральных нарушений у спортсменов

Физиологическая кривизна позвоночника постепенно формируется на самых ранних стадиях постурогенеза. Степень искривления позвоночника зависит от многих факторов, таких как пол, образ жизни, физическая активность и т.д. [35, 11]. Физическая активность влияет на процессы окостенения и мышечную силу и является одним из важных факторов, влияющих на осанку [107, 6].

Высокая частота нарушений осанки в определенных видах спорта, особенно среди подростков, ставит под сомнение влияние спортивных мероприятий на гармоничное развитие осанки спортсменов. Отклонения от правильной осанки в результате определенного вида спорта или чрезмерных тренировочных нагрузок можно найти в работах многих авторов [54, 82]. Некоторые нарушения осанки чаще встречаются в определенных спортивных направлениях, поэтому предполагается, что особые требования к спортивным и тренировочным нагрузкам, возникающим при выполнении технических элементов и длительном повторении этих элементов, влияют на развитие этих нарушений осанки [120, 205].

Некоторые виды спорта, такие как художественная гимнастика, фигурное катание, танцы, футбол, волейбол и т.д. характеризуются экстремальным диапазоном движения позвоночника. Спортсмены, которые занимаются этими видами спорта, имеют более высокий риск травмирования позвоночника и неправильного его развития [197, 1]. В настоящее время не существует ни одного вида спорта, в котором у спортсменов нет заболеваний позвоночника, при этом уровень и тип заболеваний определяются спецификой спортивной деятельности [94].

Стабильность осанки и корпуса имеет решающее значение почти для всех движений в спорте, особенно при сохранении равновесия на неровной поверхности или при реагировании на внезапные возмущения [67, 182, 15]. В то время как большинство исследований было посвящено роли постуральной стабильности в спортивных результатах, гораздо меньше исследований изучают взаимосвязь между стабильностью корпуса и спортивными навыками. Ядро, включающее пояснично-тазобедренную область, поддерживает равновесие позвоночного столба в физиологических пределах за счет уменьшения постурального смещения после неожиданных возмущений. Для этого требуется мгновенная активация центральной нервной системы, чтобы вызвать оптимальную активацию мышц как для стабильности, так и для подвижности [66, 3]. Основные мышцы бедра и кора обеспечивают необходимую стабильность для производства силы в нижних конечностях и эффективного контроля движений тела. Дефицит или дисбаланс в этих мышцах может увеличить утомляемость, снизить выносливость и увеличить риск травм у спортсменов [167, 206, 207].

Обычно постуральную стабильность и устойчивость кора сравнивают у спортсменов разных видов спорта, их возраста и/или уровня физической подготовки [46, 70]. Например, лучший двигательный контроль тела наблюдается у гимнастов, затем у футболистов, пловцов, физически активных спортсменов и баскетболистов. Контроль тела связан с соревновательным уровнем спортсменов, и более опытные спортсмены демонстрируют лучшую постуральную стабильность. Спортсмены, занимающиеся стрельбой из винтовки, футболом и гольфом, имеют лучшую постуральную стабильность, чем их менее опытные коллеги [94, 208]. Конкретные мышечные синергии имеют большое значение в качестве тренировочной стратегии для спортсменов, которым необходимо улучшить стабильность осанки и снизить потенциальный риск травм [73, 117].

Постуральные нагрузки на опорно-двигательный аппарат во время спортивных игр и соревнований могут вызвать нарушения осанки и развитие боли в области поясницы и таза [91, 38]. Исследования Arab A.M et. al. (2019) подтверждают, что мышцы, расположенные ниже таза (мускулатура тазобедренного и коленного суставов), и мышцы, расположенные выше таза (поясничный отдел позвоночника и мускулатура брюшной стенки), контролируют силы, действующие на поясничный отдел позвоночника и таза. Учитывая требования к осанке в спорте и его влияние на позвоночник игрока, необходимо оценивать мышцы, поддерживающие поясничный отдел позвоночника, особенно мышцы, окружающие бедро [38]. Мышцы бедра, в частности большая ягодичная мышца (Gmax), играют значительную роль в передаче усилий от нижней конечности в направлении позвоночника. Это уменьшает нагрузку на выпрямляющие мышцы спины во время разгибания поясницы и стабилизирует колено, однако Gmax склонен к функциональной слабости, что приводит к снижению стабильности поясничного отдела позвоночника и крестцово-подвздошного сустава [145]. Bishop et al. (2018), сообщают о связи спортсменов со слабым Gmax и хронической болью в пояснице. Слабая средняя ягодичная мышца (Gmed) может нарушить движение и привести к неблагоприятным изменениям в кинематике нижних конечностей, которые повышают риск травм у игроков и приводят к ухудшению спортивных результатов [56, 189]. Gmed действует главным образом в отведении тазобедренного сустава и имеет решающее значение для стабильности таза и нижней конечности (бедра) во время движений с отягощениями необходимые в игровом спорте [69]. Слабость Gmax и Gmed может приводить к компенсаторным движениям нижней части спины, бедра и колена, в частности, к падению таза, чрезмерному отведению бедра, внутреннему вращению бедра и увеличенному вальгусному углу колена [68, 125, 166]. На этом фоне разгибатели и отводящие мышцы бедра, которые поддерживают структуры поясничного

отдела позвоночника и таза в тренировочном и игровом процессах заслуживают детального изучения.

В последние годы различные исследования показали, что структурированные физические упражнения являются первым шагом на пути к профилактике травматизма в командных видах спорта. Программы упражнений, которые доказали свою эффективность в предотвращении травм нижних конечностей, должны регулярно вводиться в игровые виды спорта в рамках их тренировочного графика. Кроме того, необходимо досконально знать, какие упражнения оптимально нацелены на функциональную активацию Gmax и Gmed [43, 125].

Постуральный контроль также связан с показателями производительности. Раскачивание тела, измеренное во время стояния на силовой пластине, связано с колебаниями точки прицеливания и эффективностью стрельбы [93]. По мере того, как раскачивание тела увеличивается, производительность снижается, а колебания точки прицеливания увеличиваются в большинстве отношений у элитных стрелков из винтовки [42]. Постуральный баланс в положении стоя также связан с точностью стрельбы, как прямо, так и косвенно, через стабильность винтовки [135]. Кроме того, соотношение баланса (время контакта с полом и отсутствие контакта) во время 30-секундного теста с качающейся доской коррелирует с максимальной скоростью передвижения у хоккеистов [47]. Одноногий статический баланс, сила кора и стабильность коррелируют с результативностью игры в гольф у элитных игроков [150, 201]. Также существует связь между одноногим динамическим балансом и стартовой скоростью в спорте [161, 58]. Авторы подчеркивают связь занятий любым видом спорта с лучшей постуральной устойчивостью [35, 191]. Скорость центра давления (ЦД) при двуногой стойке на силовой платформе с открытыми глазами ниже у стрелков, футболистов, боксеров, лыжников, гимнастов, бегунов, игроков командных видов спорта, борцов, теннисистов, горнолыжников, гребцов,

конькобежцев и фигуристов по сравнению с населением в целом [36, 83]. Спортсмены обычно демонстрируют лучшую постуральную стабильность в конкретных спортивных условиях, а показатели раскачивания могут не выявлять различий между группами и внутри групп при тестировании в стандартном вертикальном положении [17]. Существуют также различия в величине увеличения постуральных колебаний после спортивных упражнений и скорости их восстановления до предтренировочного уровня [78, 209, 59]. Авторы приходят к утверждению, что улучшение постурального баланса основано также на сумме специально приобретенных навыков, чем на общем развитии постурального баланса, который может быть улучшен независимо от выполнения двигательных задач, связанных с балансом, которые были обучены в прошлом [115, 202]. Конкретные двигательные задачи, включающие определенные позы и отдельные условия окружающей среды, развивают специфические навыки осанки [153, 19]. Постуральная адаптация настолько специфична для двигательного опыта, что некоторые авторы сомневаются в том, есть ли какая-либо разница между двумя ногами с точки зрения постурального баланса, поскольку они часто выполняют разные двигательные задачи. Например, одна нога развивает двигательный навык, в то время как другая поддерживает массу тела [113]. Это стоит анализировать в будущих исследованиях, потому что значительная разница в позе между двумя ногами может влиять на двигательные показатели (например, силу, ловкость) и спортивные результаты (например, спринт, плавание, баскетбол, гребля), что может увеличить риск травм (травма нижних конечностей) и спровоцировать падения в спорте [57, 128].

Оценка данных, полученных с разных конечностей, проводится путем сравнения осанки доминирующей ноги (доминирующая нога классически определяется, когда человека просят ударить по мячу) с осанкой недоминирующей ноги (Рис. 2).

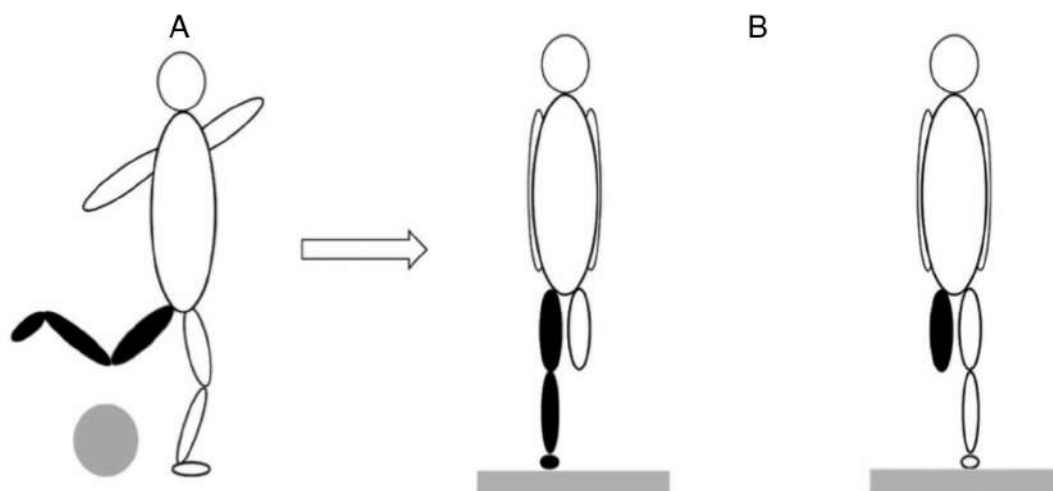


Рисунок 2 - (А) Идентификация доминирующей ноги (ударная нога в футболе), и (В) иллюстрация монопедальных постуральных тестов на доминирующей ноге и недоминирующей (опорная нога в футболе).

Для определения доминирующей ноги также могут быть использованы другие средства на основе силовых тестов (например, прыжки на одной ноге), функциональных тестов (шаг вверх, подпрыгивание, поднятие, восстановление равновесия после нарушения осанки) и опросники на устойчивость ног (самоотчет участника о предпочтении ног) [138]. Требуется осторожность при разграничении доминирующей и недоминирующей ноги, поскольку немногие авторы определяют доминирующую ногу как конечность, изначально выбранную при стоянии на одной ноге [51]. Доминирующую ногу (также называемую предпочтительной ногой), которая в основном используется для выполнения движений или двигательных задач, требующих силы и / или точности (например, подступание, прыжки, удары по мячу и подхватывание), не следует путать с недоминирующей ногой (стойка), которая поддерживает тело [96, 199]. В этом контексте тест на удар по мячу является простым и надежным тестом, который позволяет избежать этой путаницы, тем самым объясняя, почему он использовался в подавляющем большинстве исследований о

доминировании конечностей в постуральном балансе [93].

Сравнение позы на разных конечностях (т.е. доминантная нога против недоминантной ноги) изучалось многими авторами, но их результаты различаются и не приводят к консенсусу у здоровых взрослых испытуемых [94, 95]. Основываясь на различиях в монопедальной позе между доминирующей и недоминирующей ногой, возможно, что несколько факторов по-разному влияют на монопедальный баланс осанки каждой ноги, либо усиливая, либо уменьшая эти различия независимо от какой-либо патологии (например, болезнь Паркинсона или повреждение передней крестообразной связки провоцируют асимметрию осанки между двумя ногами. [51, 133]. Эти факторы могут быть связаны с рядом индивидуальных характеристик и характеристик окружающей среды. Однако их еще предстоит идентифицировать на основе правдоподобных механистических объяснений. Более глубокое знание влияния доминирования ног на постуральный баланс в монопедальном тесте могло бы помочь спортивным тренерам оптимизировать двигательные показатели и предотвратить травмы среди спортсменов, а также могло бы помочь врачам улучшить эффективность своих терапевтических программ и профилактических мероприятий.

3. Методы оценки постуральных деформаций в спорте

Появление дефектов осанки стало очень распространенным явлением не только среди населения в целом, но и среди спортсменов [36, 52]. Оценка осанки является основой физической реабилитации. Это помогает выявить дефекты в организме, которые приводят к различным проблемам опорно-двигательного аппарата [99, 14].

Оценка осанки – важный инструмент, который можно использовать для понимания причин различных травм у спортсменов, поскольку повторяющаяся нагрузка на тело, вызванная занятиями спортом, приводит к определенным изменениям осанки, которые в конечном итоге могут стать причиной боли и

травмы [164, 30].

В настоящее время используются различные методы оценки осанки. Некоторые из них являются общепринятыми, некоторые – новейшими, а некоторые из них были модифицированы в передовую форму, то есть превратились в более совершенные и удобные методы [114, 21, 86].

Метод визуального наблюдения – это наиболее распространенный метод оценки осанки в клинической практике. Единственное преимущество этого метода в том, что он не требует никакого оборудования. С помощью этого метода невозможно получить количественные данные. Таким образом, незначительные поструральные изменения не могут быть обнаружены. Также сообщалось о плохой договоренности между экспертами, что подчеркивает нецелесообразность использования этого метода в научных исследованиях [102]. Недавно было проведено исследование, основанное на методе визуального наблюдения. Оценивались следующие переменные: положение головы во фронтальной плоскости, положение шеи во фронтальной плоскости, положение головы сбоку, положение шеи сбоку, положение плеч во фронтальной плоскости, положение плеч в сагиттальной плоскости, аспект грудной клетки, аспект коленей, положение лопаток, лордоз, кифоз, сколиоз, треугольник Лоренца, подвздошная ость и плоскостопие. Если проблема осанки явно присутствовала, об этом сообщалось; в противном случае он был помечен как «0». Всякий раз, когда между контрольными листами двух кинезитерапевтов возникало несогласование, проводилось обсуждение, чтобы достичь согласия, и всякий раз, когда это обсуждение не удавалось, третьего эксперта просили оценить позу этого субъекта. Решение большинства было принято как окончательный вариант [163].

Метод отвеса так же используется в современной практике специалистами в работе с осанкой. Наряду с поструральной сеткой для определения положения тела, методика оценки позы с использованием отвеса также очень

распространена из-за её низкой стоимости и простоты. Осанка оценивается в соответствии с рекомендациями Кендалла в виде идеального совмещения отвеса при взгляде сбоку и сзади. Недостатком этого метода было то, что этот метод также нельзя было использовать для получения поддающихся количественной оценке данных [85, 168, 177].

Гониометры используются в физиотерапевтической практике не только для измерения ROM суставов, но и для оценки. Мануальная гониометрия обладает надежностью от хорошей до отличной, поэтому ее используют в качестве эталона для сравнения с более новыми методами оценки осанки [173]. В научной литературе сообщается об измерении постуральных углов, таких как угол наклона шеи (краниовертебральный угол) и угол поворота черепа (сагиттальный наклон головы) с помощью ручной гониометрии [90].

Методом «золотого стандарта», который существует на сегодняшний день, является рентгенологический метод. Но его стоимость и риск воздействия вредных излучений способствует частому использованию неинвазивных методов измерения постуральных переменных [110, 146].

В исследовании, проведенном Neikerk et al., учёные сравнивали два постуральных инструмента - рентгенограмма с низкой дозой (LODOX) использовалась для получения рентгенограмм, а метод анализа фотографической позы (PPAM) использовался для фотографирования субъектов в сидячем положении на компьютерной рабочей станции. Всего участвовало 39 человек. Оба инструмента измерения захватили изображения субъектов от головы до уровня T8, камера была размещена в двух метрах от кресла на штативе. Световозвращающие маркеры были размещены на 6 анатомических ориентирах. Для оцифровки маркеров использовалась программа «Интеллект 1.1.4» и дополнительное программное обеспечение (DVT Reader). Для расчета различных углов верхней части тела использовались тригонометрические формулы. Сравнивались значения пяти постуральных углов, которые были получены с

помощью двух методов, и между ними была обнаружена сильная корреляция, за исключением одного угла (угол вытяжения / втягивания). Авторы пришли к выводу, что помимо существующего «золотого стандарта», то есть радиографического метода, фотографии можно рассматривать как альтернативный «золотой стандарт» для оценки положения тела [146].

В настоящее время все большее распространение получают точные и неинвазивные обследования, основанные на компьютерных технологиях. К таким методам относятся муаровая топография, Metrecom System, Integrated Shape Imaging System (ISIS), Posturomet-S и система «DIERS» Formetric 4D [88, 102]. Последний метод позволяет точно определить трехмерную морфологию спины, ориентацию таза и рассчитать среднюю линию позвоночника и кривые вращения. Оптоэлектронная технология (растровая стереография) «DIERS» Formetric 4D абсолютно неинвазивна и безопасна для пациентов, что позволяет проводить повторные исследования.

Растростереография представляет собой систему оптических измерений, обеспечивающую надежный метод трехмерного анализа спины и реконструкции деформаций позвоночника без радиационного воздействия [146, 193]. Система позволяет выполнять трехмерную реконструкцию положения позвоночника и таза, начиная с анализа задней поверхности во время ортостаза. [75, 176, 12]. Эта безрадиационная система предоставляет информацию, которая хорошо коррелирует в сагиттальной плоскости с рентгенографическими данными и может использоваться с течением времени для выполнения постурального анализа и оценки эффектов терапии, а также для неинвазивной оценки постуральных характеристик спортсменов [187, 13]. Устройство имеет хорошую степень достоверности по сравнению с исследованиями с использованием рентгеновских лучей [196]. Кроме того, устройство обеспечивает превосходную надежность внутри / между операторами и хорошую валидность для межсуточных и внутрисуточных измерений [84]. Валидность растровой

стереографии по сравнению с рентгеновскими оценками была подтверждена Mohtak и соавт. (2015), определяя первую методику как метод, упрощающий анализ оценки позвоночника без использования радиации и позволяющий выявлять различные деформации позвоночника, такие как грудной кифоз или распространенный сколиоз [134].

В литературе различные исследователи сосредоточили свое внимание на возможной корреляции между спортивной типологией и постуральной адаптацией. Давно известно, что существуют различные факторы, способные влиять на паравертебральную мускулатуру, и среди них важная роль отводится типологии выполняемой спортивной деятельности [72, 184]. Например, такой вид спорта, как теннис, значительно влияет на разный тонус подвздошно-поясничных мышц с обеих сторон тела, в котором гипертрофия подвздошно-поясничных мышц происходит в основном, с одной стороны. Это также относится к ягодичной мускулатуре, которая демонстрирует одностороннюю гипертрофию у теннисистов, в то время как мышечный тонус больше сбалансирован у людей, ведущих малоподвижный образ жизни или у спортсменов симметричных видов спорта. Более того, занятия спортом могут даже существенно влиять на сагиттальные искривления позвоночника, усиливая дорсальный кифоз [141, 203].

В исследовании, проведенном в 2017 году в Каирском университете, анализируется, как сагиттальные кривые у волейболистов, в основном мужчин, характеризуются возрастающей тенденцией нормального дорсального кифоза. Однако спортивная типология также может оказывать влияние на развитие дегенеративной патологии позвоночника, как это происходит в метательных видах спорта (метатели диска) и видах спорта, связанных с прыжками в высоту. Во время этих занятий позвоночник подвергается стрессу, что приводит к дегенеративным изменениям, особенно в видах спорта, предполагающих повторяющиеся сгибательно-разгибательные движения позвоночника [179]. С

помощью растровой стереографии было замечено, как асимметричный вид спорта, такой как теннис, может влиять на различные параметры осанки, такие как вращение позвоночника, длину туловища (расстояние между выступающим позвонком и срединной точкой между двумя поясничными ямочками), в зависимости от количества тренировочных занятий, а также от уровня спортивного опыта каждого спортсмена [175].

Также с помощью растровой стереографии было продемонстрировано, как спорт (симметричный и асимметричный) может влиять на осанку детей в возрасте от 8 до 12 лет. Было замечено, как еженедельное увеличение количества тренировочных часов уменьшает грудной кифоз в сагиттальном плане и боковое отклонение во фронтальном плане с последующим улучшением вертикальной осанки [51, 8, 194]. Что касается сравнения между малоподвижными субъектами и асимметричными спортсменами, наблюдались статистически достоверные поструральные изменения во фронтальной плоскости. Как проанализировано ранее, ротация таза представляет разницу между двумя исследуемыми группами ($p \leq 0,05$), причем более высокие значения наблюдаются у спортсменов. Это частично подтверждается исследованием, в котором внедрение растровой видео системы Formetric-4D показало, как субъекты, занимающиеся асимметричными видами спорта (стрелки из лука), демонстрируют более высокое значение вращения таза, в то время как это частично согласуется с исследованием того, где значение вращения таза было больше только в группе спортсменок [39, 105]. Таз имеет поперечно-симметричную структуру, и, поскольку он влияет на поструральный контроль, необходимы усилия, чтобы противопоставить односторонний дисбаланс и асимметрию и сохранить центр тяжести. Несоосность относится к поструральной аномалии или дисбалансу кривизны позвоночника, возникающим у лиц, ведущих малоподвижный образ жизни, но особенно у спортсменов, как следствие постоянных и повторяющихся односторонних положений во время выполняемых действий (волейбольный

удар, удары в фехтовании, бросковая позиция стрелков). Все эти движения вызывают гипертонус одной стороны тела по сравнению с другой, что определяет деформацию позвоночника и таза, вызванную механическими силами [48]. Односторонность выполняемых движений вызывает функциональную деформацию. Поскольку эта деформация таза вызывает изменения в выравнивании позвоночника, движение самого позвоночника тесно связано с постуральными изменениями. Эта асимметрия таза может определять изменения во всем теле, приводя к развитию компенсаторных механизмов, которые со временем могут вызывать суставные боли [204]. В группе лиц, ведущих малоподвижный образ жизни, по сравнению как со всей группой спортсменов (симметричных и асимметричных), так и со спортсменами симметричного типа преобладают более высокий угол лордоза и более высокое боковое отклонение туловища у малоподвижных лиц. Так же предыдущие исследования показали более высокое значение угла лордоза в контрольных группах, в отличие от спортсменов, у которых он был ниже. Это также было связано с развитием поясничной боли, особенно когда лордотический угол был увеличен таким образом, что вызывал чрезмерный дисбаланс в выравнивании между поясничной и крестцовой областями [105]. Исследователями было замечено, что боковое отклонение относительно фронтального плана имеет более высокие значения у малоподвижных субъектов. Это согласуется с данными научной литературы, в которых утверждается, что величина бокового отклонения туловища выше у лиц, ведущих малоподвижный образ жизни, чем у спортсменов, которые демонстрируют более высокую устойчивость туловища в осевом плане, что, вероятно, связано с однородным напряжением мышц позвоночника, вызванным спортивной деятельностью [51, 105, 77]. Кроме того, у спортсменов, занимающихся симметричными видами спорта, повышенная антеверсия таза всегда приписывается спортивным навыкам, поскольку достаточно принять во внимание защитную позицию при фехтовании или подаче

в волейболе: эти позы, используемые в течение длительного времени, могут привести к постуральным нарушениям [136].

Внедрение объективных методов оценки осанки, таких как видеорастровая стереография, приобретает все возрастающее значение в области как клинической, так и воспитательно-реабилитационной практики, поскольку представляет собой свободный от ионизирующих излучений метод оценки, быстрый, научно обоснованный, узнаваемый и легко воспроизводимый [102, 4]. Опираясь на опыт современных ученых, необходимо проводить дальнейшие исследования, которые поддерживают использование растровой стереографии в дополнение к оценке осанки у соревнующихся спортсменов.

Согласно научной литературе, наиболее часто используемым инструментом для оценки стабильности осанки и постуральных навыков спортсменов являются стабилметрические платформы [181, 20, 22, 16]. Стабилметрия собирает информацию, указывающую на устойчивое функционирование системы контроля осанки и ее успех в стабилизации тела против силы тяжести, прямо или косвенно связанных с осанкой. Это важно, как в клинической практике, так и в исследованиях, поскольку позволяет улучшить диагностику и лечение [106, 122, 129, 142, 154]. Измерения на стабиллоплатформе позволяют проводить более объективную оценку, поскольку предоставляют результаты сразу после рабочей сессии, обеспечивая лучший мониторинг параметров в динамике. Она также дополняет клинические исследования статического равновесия, такие как тест Фукуды и тест Ромберга [74, 116, 156, 26].

Наиболее доступные системы, используемые в настоящее время клиницистами и исследователями для оценки динамического подошвенного давления, включают системы измерения (Pedar, Tekscan F-Scan, RSscan Insole и IVB Biofoot) и платформенные системы (Emed, RSscan Footscan) [147]. Достоверность этих систем измерения была задокументирована во всей литературе, что позволяет предположить, что они способны точно

количественно определять динамические модели подошвенной нагрузки на стопу [44, 108, 126, 140]. Бароподометрические платформы, такие как GAITRite, Win-Track, измеряют пространственно-временные параметры опоры. Было установлено, что такие системы обладают высокой одновременной валидностью и надежностью при повторном тестировании [55]. Точность и воспроизводимость прижимных пластин, используемых в клинических условиях, были исследованы ранее [79, 127, 139]. В частности, в нескольких исследованиях была проанализирована внутрисубъектная вариабельность параметров стабилметрического и / или подошвенного давления в течение одного и того же дня у здоровых людей или спортсменов [76, 97, 172, 174]. В нескольких исследованиях оценивали вариабельность этих параметров у молодой здоровой популяции во время статических и динамических тестов в двух сеансах с интервалом в одну неделю или между сеансами в течение двух недель [34, 41, 80]. В других исследованиях оценивалась повторяемость и надежность современных бароподометрических платформ [89, 103, 162]. Платформа Win-Track (Medicapteurs, Франция) – современная дорожка, чувствительная к давлению ног, предназначенная для статического, постурографического и динамического анализа. Программное обеспечение Win-Track предлагает все инструменты для отображения и анализа давления ног и рисунка походки пациентов, включая расчеты пространства и времени. Хотя этот прибор используется в исследовательских работах, необходимо и дальше проводить его клиническую валидацию и стандартизацию метода обследования у спортсменов [165].

Большое количество доступных устройств платформенного давления и программного обеспечения до сих пор не позволяет создать надежный справочный набор данных о параметрах, основанных на давлении в общих двигательных задачах, особенно в спорте. Кроме того, понимание точности и воспроизводимости инструментов может иметь решающее значение для

правильной интерпретации измерений в клинических и научных исследованиях [91].

4. Современные возможности улучшения постуральных показателей и осанки

В последние десятилетия широко используемые упражнения по стабилизации позвоночника и укреплению кора улучшают осанку и его стабильность и/или уменьшают проблемы со спиной у спортсменов [32, 109, 143]. Упражнения эффективны для профилактики и реабилитации болей в спине, травм поясничного отдела позвоночника или других заболеваний опорно-двигательного аппарата [92].

Международное общество по ортопедическому и реабилитационному лечению сколиоза (SOSORT) подсчитало, что одним из лучших подходов к лечению нарушений осанки является использование специфичных физиотерапевтических упражнений (PSSE). Методика физиотерапии PSSE должна быть основана на научных данных и адаптирована для каждого пациента [50, 195]. Консенсус SOSORT приписывает «3D-самокоррекции» первое место в рейтинге важных элементов, которые должны быть включены в упражнения [53, 200].

Самокоррекцию можно определить как поиск наилучшего возможного выравнивания, которого пациент может достичь в трех пространственных плоскостях [170]. SOSORT подчеркивает, что физиотерапия PSSE, используемая для коррекции нарушений осанки, отличается от неспецифической физиотерапии тем, что она направлена на трехмерную самокоррекцию позвоночника, стабилизацию исправленной осанки, обучение пациента и интеграцию корректирующих положений в повседневную деятельность [144]. Частота физиотерапии PSSE варьируется от 2 до 7 дней в неделю, в зависимости от сложности используемой техники, потребностей пациентов и их способности следовать предписанной программе. Как правило, физиотерапия PSSE

выполняется только профессионально подготовленными инструкторами, поскольку физические упражнения выбираются в зависимости от типа нарушения осанки у каждого пациента, а характер самих упражнений зависит от применяемой методологии [144]. Наиболее известными школами физиотерапии PSSE, действующими в рамках SOSORT, являются следующие: Schroth, Germany; Lyon, France; SEAS (Scientific Exercise Approach to Scoliosis), Italy; BSPTS (Barcelona Scoliosis Physical Therapy School), Spain; Side Shift, UK; DoboMed, Poland; FITS (Functional Individual Therapy of Scoliosis), Poland; and FED, Spain [50]. Все упомянутые методики в большей или меньшей степени сосредоточены на применении корректирующих упражнений в трех плоскостях, развитии стабильности позвоночника и равновесия, дыхательных упражнениях и осознании осанки.

На сегодняшний день концепция координационной локомоторной тренировки (CLT – the Coordinative Locomotor Training by Britta Dietz, IPNFA®), основанная на паттернах работы методики PNF, является одним из эффективных методов медицинской реабилитации пациентов с неврологической и ортопедической патологией с нарушениями походки и осанки, средством восстановления спортсменов после травм или операций, а также профилактики падений у пожилых людей [31, 37, 111]. CLT – это практический подход, используемый сертифицированными специалистами в качестве инструмента для восстановления стабильности, силы, подвижности и уменьшения боли за счёт стимуляции активности локомоторного аппарата и повышения функциональных резервов мышц [112, 153]. Основа концепции CLT – тренировка с координационными паттернами спринтера и конькобежца, активирующая ослабленные мышцы за счет вовлечения сильных, при условии постоянной стабильности туловища. Преимущество CLT тренировки обеспечивается участием инструктора лишь в предварительном обучении пациента, последующим самостоятельным выполнением упражнений при периодическом

контроле качества выполнения упражнений, что, в отличие от PNF, не требует выполнении каждодневной рутинной работы. Методика CLT работает с мышечным синергизмом в координации спринтера/конькобежца, контролируя ключевые точки (положение седалищного бугра и нижнего угла лопатки), чтобы помочь устранить и исправить мышечный дисбаланс. Это связано с неврологической реакцией и эффективным сокращением всех мышц тела для нормального движения тела. Паттерны спринтера / конькобежца активируют всё тело, когда, например, с одной ногой в замкнутой цепи (одна нога на земле или на стене), терапевты могут предсказать направление и степень реакции пациента и максимизировать желаемый эффект.

Фасилитация в упражнении оказывает влияние на человека в целом, и цель состоит в том, чтобы добиться антигравитационной локомоции в любом положении онтогенетической прогрессии. Пациент распознает и приобретает быстрые, желаемые движения в результате использования неявных паттернов нормальных движений в походке, которые регистрируются в моторной коре головного мозга [149]. R.B. Shepherd и соавт. (2005) предположили, что упражнения на походку для отдельных частей тела неэффективны и что необходимо выполнять упражнения с сопротивлением и отягощением, за которыми следует контроль нижних конечностей и режимы укрепления сухожилий и мышц [183].

Главная задача методики CLT заключается в достижении стабильности и силы ядра (центра), тогда все тело реагирует лучшим балансом и движением. Скоординированное движение требует эффективного управления множеством групп мышц и суставов, контролирующих каждую конечность, участвующую в действии. Лучше всего это достигается с помощью сочетания ресурсов: объединения различных синергий мышечных реакций в функциональные движения, использования механических свойств конечностей, мышц и непрерывного потока сенсорной информации, запускаемой выполнением самого

движения [121]. Концепция CLT работает в виде трехмерных моделей движения. Нижний угол лопатки движется в трех плоскостях (передняя-задняя, каудо-краниальная, медиально-латеральная): для таза ключевой точкой (ориентиром) является *tuberositas ossis ischia*. Активность этих точек видна в походке в фазе ранней и средней опоры. Ориентир опоры лежит на определенных уровнях таза и движется (по направлению позвоночника) в следующих плоскостях движения: передне-задняя, каудо-краниальная, медиально-латеральная (Рис. 2).

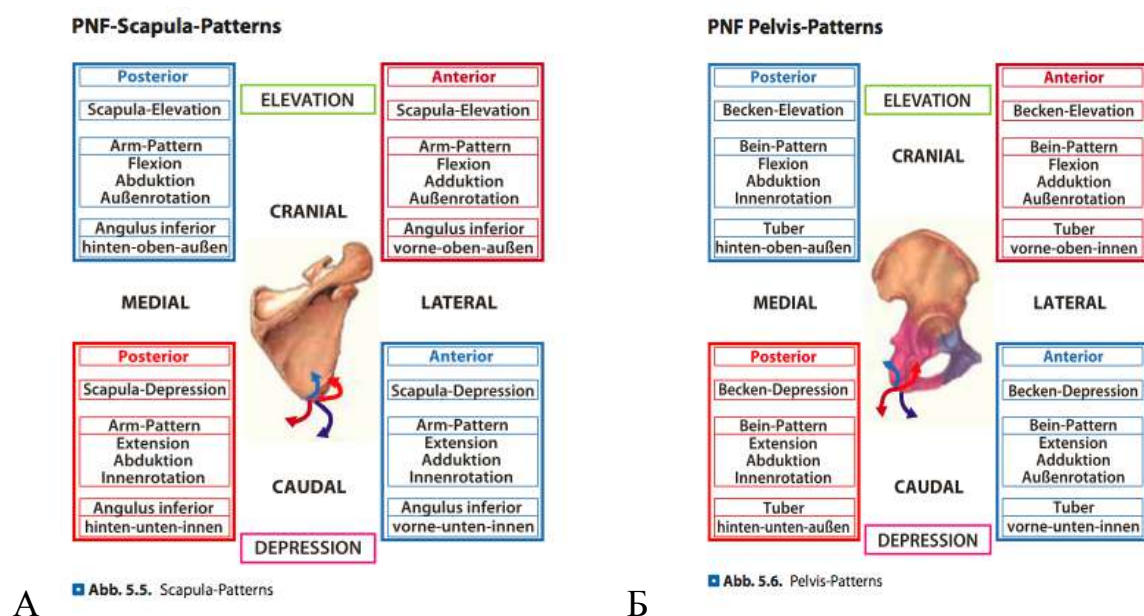
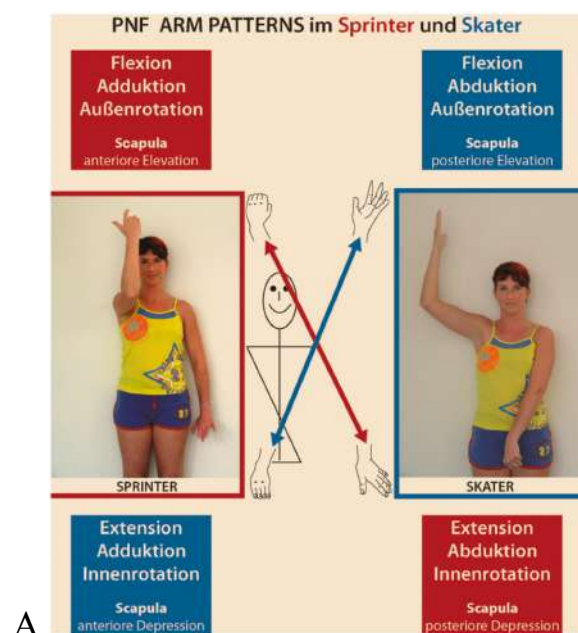


Рисунок 2 (А - Б) - Модели движений лопатки и таза в методике PNF

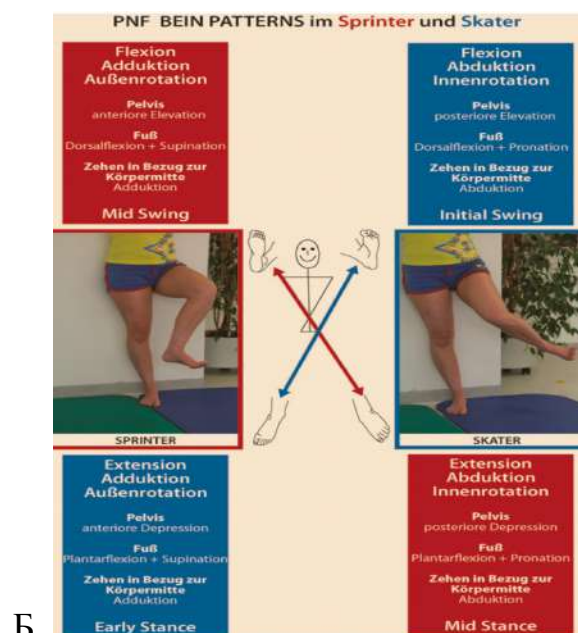
Таким образом, формирование паттернов туловища осуществляется в координации спринтер/конькобежец в трехмерных моделях движения, соответствующих паттернам конечностей (Рис. 3). Правильная ориентация компонентов тела стабилизирует туловище и инициирует дальнейшие движения конечностей. Оригинальные паттерны верхних и нижних конечностей сохраняются в трех компонентах движения по PNF. Они применяются в координации спринтера или конькобежца, но больше не изолированы, как раньше. При этом устойчивость тела должна постоянно поддерживаться в

вертикальном положении и не должна быть потеряна даже при выполнении только шаблонов конечностей.



А

Рисунок 3 (А) - Паттерны движений конечностей в координации спринтера в методике CLT



Б

Рисунок 3 (Б) - Паттерны движений конечностей в координации конькобежца в методике CLT

Помимо физических упражнений, в современной реабилитации актуален вопрос воздействия на мышечные ткани с помощью различных мануальных методик и аппаратных способов лечения. Особую популярность в терапевтических и спортивных сообществах за последние несколько лет находят вибро-перкуSSIONная терапия, ударно-волновая терапия и массаж [98].

Радиально-экстракорпоральная ударно-волновая терапия (РЭУВТ) широко используется в неинвазивном лечении различных заболеваний опорно-двигательного аппарата и других заболеваний мягких тканей [198]. В нескольких исследованиях рассматриваются молекулярные и клеточные механизмы воздействия РЭУВТ на эти состояния, включая опосредованное влияние на клеточный апоптоз, усиление ангиогенеза и заживление ран, а также образование новой кости [60]. Принцип работы устройств РЭУВТ заключается в том, что сжатый воздух (или электромагнитное поле) используется для движения патрона, расположенным внутри направляющей трубки, который ударяется о металлический аппликатор, помещенный на кожу пациента. Снаряд генерирует в аппликаторе волны напряжения, которые неинвазивно передают волны давления (радиальные ударные волны) в ткани. Радиальные ударные волны не являются настоящими ударными волнами в строгом физическом смысле, поэтому некоторые авторы называют РЭУВТ «лечение радиальной волной давления» или «лучевая пульс-терапия» [61, 98, 188]. В литературе существуют противоречивые данные о том могут ли радиальные экстракорпоральные ударные волны генерировать кавитацию, которая представляет собой быстрое образование, расширение и последующий коллапс кавитационных пузырьков в жидкостях вследствие быстрого изменения давления [180]. Кавитация может, помимо оказания терапевтических биологических эффектов, также вызывать нежелательные побочные эффекты, включая гематомы, разрыв кровеносных сосудов и повреждение органов [158].

Противоречивые описания в литературе поднимают вопрос, похоже ли

энергетическое воздействие УВТ на энергетическое воздействие вибрационных массажных аппаратов. Исследования Nikolaus B. M. и Császár et.al. подтверждают, что вибрирующее массажное устройство не создает кавитационных пузырьков и не повреждает биологическую ткань, а оказывает вибрирующее массажное действие, тогда как приборы РЭУВТ генерируют волны акустического давления, которые распространяются в тканях, где создают кавитацию, которая может обладать деструктивным воздействием на биологическую ткань. Принципиальные различия между приборами РЭУВТ и вибрационными аппаратами отражаются в их различных биологических эффектах воздействия на ткани. В исследовании был сделан выбор в пользу аппарата вибрационной терапии для воздействия на мышечную ткань, в связи с необходимостью, с одной стороны, минимизации побочных эффектов, возможных при использовании РЭУВТ, с другой стороны, достижения максимального эффекта воздействия за короткий промежуток времени [61]. Результаты исследований Imtiyaz S. et. al. показывают, что вибрационная терапия и массажная терапия одинаково эффективны в профилактике мышечного дисбаланса. Массаж более эффективен при восстановлении концентрической силы (1RM), однако вибрационная терапия показывает клинически более раннее уменьшение боли и сохранение эффективности воздействия через 48 часов после тренировки. Массаж и вибрационную терапию можно использовать как альтернативу друг другу в зависимости от требований и условий. В ситуации, когда время является ведущим фактором выбора в лечении, можно использовать вибрационную терапию [98].

Современные производители (например, Theragun, Hyperice – <https://hyperice.com>) предоставляют вибро-перкуSSIONные устройства, которые способны генерировать колебания различной частоты, вплоть до 53 Гц. Такие вибро-перкуSSIONные аппараты часто применяются в фитнесе, медицинских центрах, лечебной физкультуре, реабилитации, профессиональном спорте, в

косметических и оздоровительных целях. Вибрационное воздействие используется и вместе с упражнениями для улучшения мышечной силы, гибкости и координации посредством современных компактных ручных вибро-перкуSSIONных аппаратов [49].

Использование вибрационных стимулов продемонстрировало практическое применение в областях терапевтической реабилитации и выполнения физических упражнений [24]. Большая часть современных данных в поддержку вибрационной терапии посвящена изучению влияния непрямо́й вибрации на мышечную функцию посредством применения вибрации всего тела (Whole Body Vibration – WBV). Некоторыми ограничениями, касающимися WBV, являются сложность применения вибрационной стимуляции к целевым мышцам для широкого спектра упражнений и ослабление вибрационного сигнала к тому времени, когда он достигает целевой мышцы во время прохождения через мягкие ткани, что может препятствовать желаемому терапевтическому эффекту [137, 29]. Кроме того, как мышцы-агонисты, так и мышцы-антагонисты стимулируются косвенно применяемой вибрацией, которая может уменьшить суммарную отдачу силы вокруг сустава вследствие взаимного торможения. Недавно была продемонстрирована локальная мышечная вибрация (Local Muscle Vibration – LMV) – разработка стратегии терапевтического и функционального воздействия на мышцы, которая решает эти проблемы, обеспечивая экономически жизнеспособную и портативную альтернативу WBV [33, 49, 62, 81, 155, 185, 186, 192].

Нейрофизиологический механизм, посредством которого действует вибрационная стимуляция, был отнесен к тоническому вибрационному рефлексу (Tonic Vibration Reflex – TVR). Этот механизм стимулируется последовательностью быстрого растяжения мышц, которое происходит при приложении вибрации, приводя в действие мышечные веретена и тем самым вызывая непроизвольную выработку силы. Другие механизмы улучшения

функции мышц, следующие за вибрацией, включают повышенную температуру мышц, повышенную кортикоспинальную возбудимость и внутрикорковые процессы. Однако было высказано предположение, что нейро-физиологические механизмы могут отличаться между LMV и WBV, поскольку последний стимулирует множество рецепторов по всему телу или конечности, что приводит к адаптации в частоте срабатывания двигательного блока и синхронизации, настройке мышц, внутримышечной координации и центральной двигательной команде, в то время как первый оказывает свое воздействие на рецепторы, расположенные вблизи тренажера. Такие наблюдения выдвинули гипотезу о том, что электрическая и механическая реакция мышцы может изменяться в зависимости от частоты вибрации и характеристик демпфирования мягких тканей на вибрационный стимул. Частота от 30 до 50 Гц, та же частота, что и скорость разряда двигательных единиц во время максимального усилия, была определена как подходящая для содействия терапевтической адаптации, такой как улучшение изометрической мышечной силы. Эти улучшения наблюдаются при применении LMV в отсутствие одновременного произвольного сокращения мышц. Хотя точный механизм адаптации до конца не изучен, повышенная мышечная активность при электромиографии (ЭМГ) после LMV предполагает большую активность двигательных единиц [100, 155, 159].

Основываясь на предыдущих исследованиях, некоторые объясняют увеличение ЭМГ повышенным возбуждением альфа-мотонейронов через мышечно-спинномозговую систему во время воздействия вибрации, изменениями кортико-спинномозговой возбудимости и внутрикорковыми процессами [155]. Также имеются данные, позволяющие предположить, что локальная вибрация, применяемая во время тренировки с отягощениями, является эффективным средством увеличения максимальной изометрической силы по сравнению только с традиционными тренировками [81, 101, 131]. Помимо улучшения активности мышц, было высказано предположение, что

LMV может улучшить диапазон движений и уменьшить воспринимаемую жесткость тканей по сравнению с традиционным лечением льдом, компрессией и подъемом конечности после травм мягких тканей [157, 186].

Хотя механической вибрации мышц уделяется значительное внимание как потенциально полезному методу стимуляции мышц в терапевтических и тренировочных целях, результаты остаются противоречивыми. В настоящее время отсутствуют конкретные протоколы вибрационной тренировки, что приводит к неопределенности в отношении наиболее эффективных интенсивностей вибрации, частот и протоколов применения.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1. Общие положения

Научно-исследовательская работа проведена в условиях Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования Российского национального исследовательского медицинского университета имени Н.И.Пирогова на кафедре реабилитации, спортивной медицины и физической культуры (заведующий кафедрой, профессор д.м.н. Б.А. Поляев). Набор участников производился в процессе посещения студентами плановых академических занятий по физической культуре и спорту на базе учебно-спортивного комплекса РНИМУ им. Н.И.Пирогова. Для проведения исследования использовались помещения и оборудование функционирующее в соответствии с действующими законодательными нормативными актами Российской Федерации, в том числе импортное реабилитационное оборудование и системы диагностического контроля сертифицированное на территории РФ. В процессе проведения исследования были соблюдены все экологические и санитарно-гигиенические нормы и требования.

2.2. Организация и объект исследования

Исследование состоит из двух независимых по составу участников этапов.

Перед вступлением в исследование всем участникам предложили подписать письменное согласие на обработку персональных данных для участия в программе коррекции постурального баланса с прохождением специфического протокола диагностики. Также проведено анкетирование студентов с вопросами о состоянии здоровья, осмотр с антропометрической оценкой и определение физического состояния участника.

Для записи результатов использовали модифицированный протокол биомеханического обследования:

1. Вид спорта (стаж, был ли до этого другой вид спорта и какой)

2. *Квалификация (разряд, количество лет)*
3. *Двигательный тип (правша, левша, правша, но основные движения в спорте левой рукой/ногой, левша, но основные движения в спорте правой рукой/ногой)*
4. *Травмы в анамнезе (переломы, вывихи, растяжения, дегенеративно-дистрофические заболевания позвоночника, верхних/нижних конечностей)*
5. *Движения в суставах (ограничения, относительное/анатомическое укорочение нижних конечностей в миллиметрах)*
6. *Симптомы натяжения (да/нет)*
7. *Деформация конечностей (да/нет)*
8. *Нарушение осанки (да/нет, какой тип)*
9. *Тест Тренделенбурга (положительный/отрицательный, опорная нога/неопорная нога)*

На первом этапе исследования проведен сравнительный анализ поструральной функции студентов в зависимости от уровня физической активности, а также поиск взаимосвязи поструральных особенностей с силой ягодичных мышц и осанкой.

Для этого произведен набор участников с разным уровнем интенсивности физических нагрузок и сформированы три группы: (1) студенты-спортсмены, занимающиеся асимметричным видом спорта (волейбол/футбол/баскетбол), обладающие спортивным разрядом или КМС и имеющие от трех и более двухчасовых тренировок в неделю (33 человека); (2) студенты, не занимающиеся специальными видами спорта, но получающие регулярные физические нагрузки 2 раза в неделю по 60 минут в общей группе физического воспитания в рамках программы занятий физкультурой в университете (32 человека); (3) студенты, не имеющие регулярной физической активности, ведущие малоподвижный образ жизни (32 человека).

Для оценки постуральной функции все участники обследованы на бароподометрической платформе в бипедальном и монопедальном тестах. Группе спортсменов также проведена оценка силы группы ягодичных мышц и оптическое сканирование позвоночника.

Второй этап исследования посвящен поиску оптимального метода коррекции постуральных особенностей спортсменов. Для этого в период с января 2017 по август 2021гг., был осуществлен набор фокусной группы студентов-спортсменов с нарушением осанки по типу «сутулость», в возрасте от 18 до 25 лет (средний возраст $22 \pm 2,1$), имеющих в академическом расписании плановые и дополнительные занятия в учебно-спортивном комплексе, в количестве 124 спортсмена (85 мужчин и 39 женщин).

Участники соответствовали следующим критериям:

1. Статус учащегося РНИМУ им. Н.И. Пирогова, имеющий не ниже 1 взрослого разряда по волейболу, футболу, баскетболу.
2. Возраст от 18 до 25 лет.
3. Наличие у студента-спортсмена нарушения осанки по типу «сутулость».

Критериями не включения пациентов в исследование являлись:

1. Наличие заболеваний позвоночника (болезнь Шерманна-Мау, постоперационные и травматические изменения, системные заболевания, врожденные изменения, дисплазии, опухоли, подтвержденный сколиоз 2-4 степени, наличие абсолютной разницы длины нижних конечностей).
2. Наличие травмы у спортсмена, не позволяющей полноценно осуществлять спортивную деятельность.
3. Отсутствие возможности полноценного проведения биомеханического обследования (при наличии выраженного болевого синдрома в мышцах и суставах позвоночника и верхних конечностях).

Критериями исключения из группы исследования являлись:

1. Получение травмы в период проведения протокола исследования.
2. Неявка на один из этапов исследования.

Для поиска оптимальных методик коррекции постурального контроля и нарушения осанки участников второго этапа исследования случайным образом поделили на 4 группы в зависимости от применяемых коррекционных методик: в 1-ой группе (31 человек) студенты-спортсмены получали локальное вибро-перкуSSIONное воздействие, во 2-ой группе (30 человек) – специальные упражнения в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе методики PNF, в 3-ей группе (33 человека) – массаж и упражнения ЛФК при нарушениях осанки, 4-я группа (30 человек) – специальные упражнения в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе методики PNF совместно с локальным вибро-перкуSSIONным воздействием.

Комплекс мероприятий по диагностике и коррекции постуральных особенностей спортсменов, соответствующий второму этапу исследования был организован следующим образом. Сначала каждому спортсмену проводили бароподометрическое исследование в монопедальном тесте на каждой ноге, тензодинамометрическое исследование силы ягодичной группы мышц и оптическое сканирование позвоночника. Таким образом были зафиксированы показатели, которые считали исходными. Затем назначался курс коррекционных мероприятий.

Курс коррекции включал в себя 9 занятий в течение трех недель. Каждое занятие начиналось с проведения бароподометрии и тензодинамометрических измерений силы ягодичных мышц, затем следовало коррекционное мероприятие, соответствующее экспериментальной группе, сразу после чего повторяли бароподометрическое и тензодинамометрические измерения. Результат курса коррекции фиксировали итоговым измерением показателей баланса и силы

ягодичных мышц, а также оптическим измерением позвоночника, которое проводили через 3 дня после финального коррекционного занятия.

2.3. Клинические методы обследования

Все студенты были обследованы клиническими методами, включающими в себя: спортивный анамнез, физикальный и ортопедический осмотр (оценка сагиттального и фронтального баланса осанки, тест Адамса, тест Тренделенбурга, измерение длины нижних конечностей).

2.3.1. Спортивный анамнез

При сборе анамнеза мы использовали модифицированный протокол биомеханического обследования спортсменов сборных команд РФ, при этом руководствовались рекомендациями В.В. Кармазина (отделение реабилитационно-восстановительного лечения Федерального государственного бюджетного учреждения "Федеральный научно-клинический центр спортивной медицины и реабилитации Федерального медико-биологического агентства" России, Москва).

2.3.2. Ортопедический осмотр

Определение типа осанки проводили визуально с использованием отвеса в сагиттальной и фронтальной плоскости (Рис.4) в соответствии с рекомендациями Кендалла [168], которые в настоящее время применяются в концепции SEAS (Scientific Exercises Approach to Scoliosis), как современный и эффективный научно обоснованный подход в оценке нарушений осанки и подборе специфических упражнений [170].



Рисунок 4 (А-Б) - Определение сагиттального и фронтального индекса осанки методом отвеса

Для исключения истинной сколиотической деформации позвоночника мы проводили скрининг-тест с наклоном (тест Адамса). В нашей работе была использована техника модифицированного теста Адамса с программой «строительный уровень» на мобильном телефоне (Рис.5).

Для стандартизации в оценке выставляем пациента в нейтральное положение – ноги участника находятся в американской позиции стоп, где расстояние между стопами равно ширине стопы исследователя. После постановки ног испытуемым предлагали принять расслабленную, естественную позу. Расположить большие пальцы рук между остистыми отростками испытуемого с последующим наклоном вперед и одновременным скручиваем в шейном, грудном и поясничных отделах. Руки исследователя скользят вдоль позвоночника на протяжении всего тестирования с карманным телефоном и программой «строительный уровень». Ориентировка на С7. Максимальное

сгибание в шейном отделе. Далее находим наиболее выступающий остистый позвонок и ставим на него средний палец, указательный палец на предполагаемый С6 и безымянный палец на Т1 и возвращаем голову в нейтральное положение и под средним пальцем остается ощущение остистого отростка, тогда как на С6 и Т1 уменьшается. Располагаем большие пальца на уровне С7 и просим скручиваться во всех отделах позвоночника. Исследователь находится строго позади испытуемого. Изменения на уровне телефона до 5 градусов считаются функциональным дисбалансом (сколиотическая осанка) и относятся к функциональным нарушениям, а не структурным, где присутствует ротационный компонент, характерный для сколиоза остроконечный гибус [207].

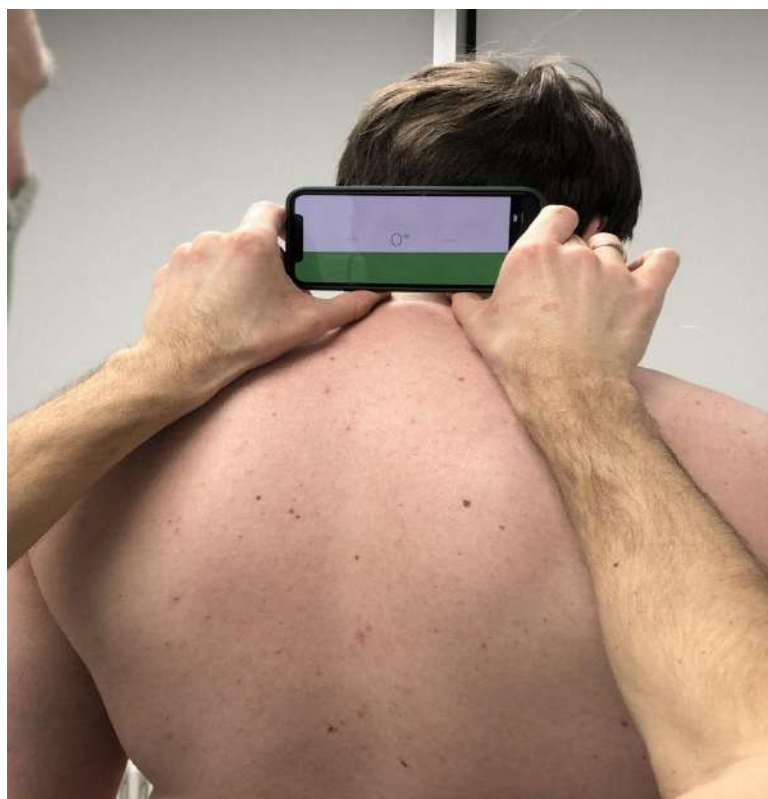


Рисунок 5 - Модифицированный теста Адамса с программой «уровень» на мобильном телефоне

Измерение длины нижних конечностей

Для определения одного из критериев не включения в научную работу

проведено измерение длины нижних конечностей с помощью сантиметровой ленты.

В положении лёжа на спине испытуемый сгибает колени и ставит стопы на пол, затем ему необходимо приподнять таз и сделать несколько поворотов таза на весу. После этого пассивно растягиваем мягкие ткани по задней поверхности поясницы в сгибании бедра и поясничного отдела.

Вначале мануально оцениваем симметричность расположения подвздошных костей в положении лежа на спине. Далее устанавливаем указательный и средний палец между наружной и внутренней лодыжкой правой и левой ноги и оцениваем расположение своих пальцев. В норме пальцы рук исследователя располагаются на одном уровне лодыжек или с допустимой разницей в 3-4 мм. При большей разнице стоит заподозрить анатомическое укорочение нижних конечностей.

Далее выполняем оценку длины бедра и голени сантиметровой лентой (Рис.6).

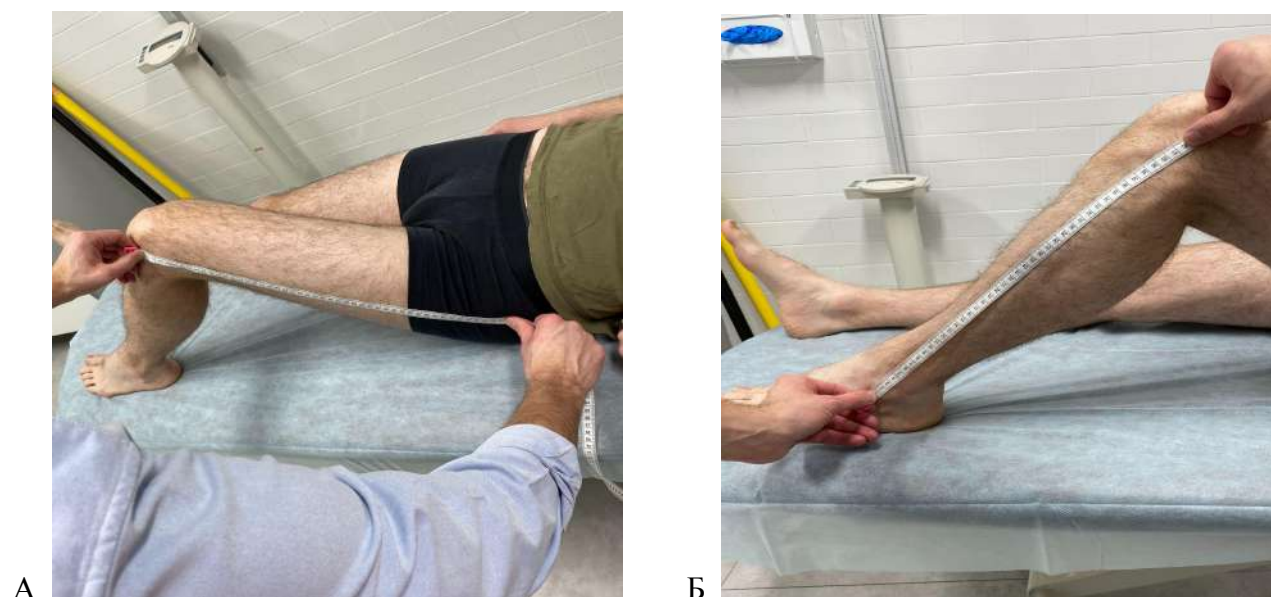


Рисунок 6 (А-Б) - Измерение длины бедра от большого вертела до суставной щели колена снаружи и измерение длины голени от суставной щели колена до наружной лодыжки

Тест Тренделенбурга

Оценку пострального статуса мы проводили с помощью теста Тренделенбурга (Рис.7), который определяет функциональную слабость абдукторов бедра в положении стоя на одной ноге.

В нашем исследовании мы применяли модифицированный М.Б. Цыкуновым тест, в котором участник должен простоять на одной ноге от 30 до 60 секунд [30]. Также мы использовали рекомендации В.В. Кармазина (2008гг.) по положению опорной ноги в ходе проведения теста: ось коленных суставов должна совпадать в сагиттальной плоскости, т.е. не должно быть сгибания в тазобедренном суставе опорной нижней конечности. В таком положении мы полностью выключаем работу подвздошно-поясничной мышцы со стороны опорной ноги и можем наиболее оптимально оценить функциональную состоятельность ягодичной мышечной группы со стороны опорной конечности.

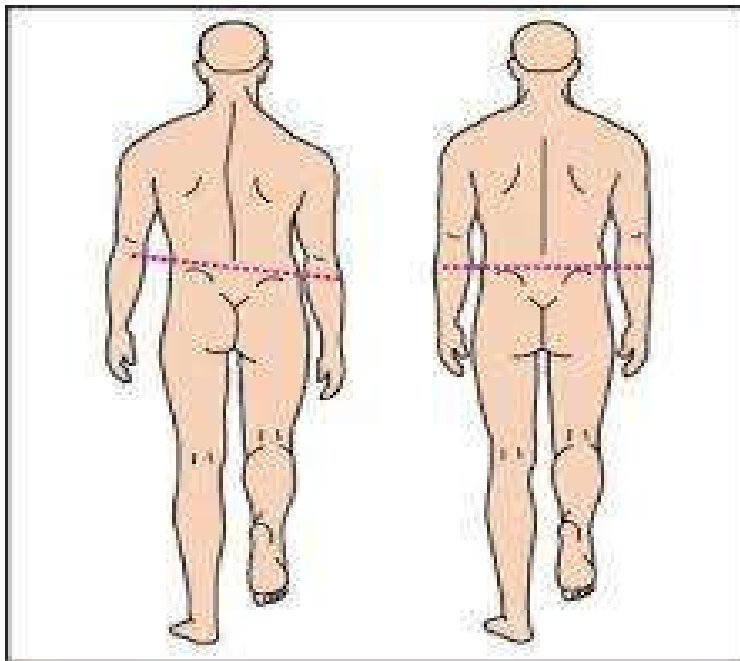


Рисунок 7 – Модифицированный тест Тренделенбурга

2.4. Методика диагностики поструральных нарушений

2.4.1. Инструментальные методы исследования

Бароподометрическое обследование

Оценку поструральной функции проводили на бароподометрическом аппаратном программном комплексе (АПК) WIN-TRACK (Medicapteurs, Франция) (Рис.8).

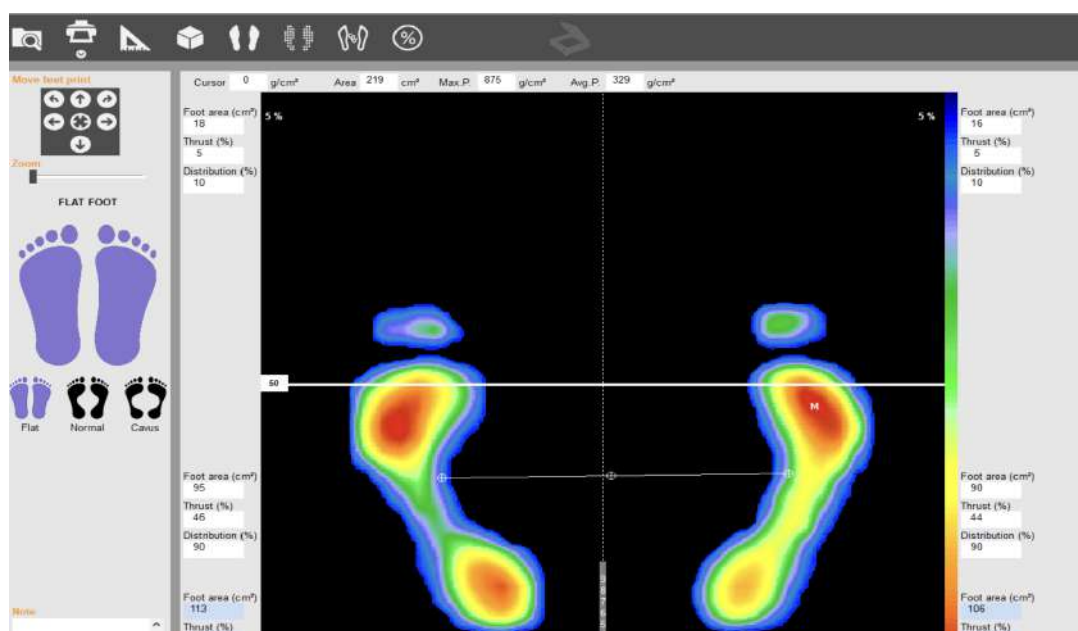
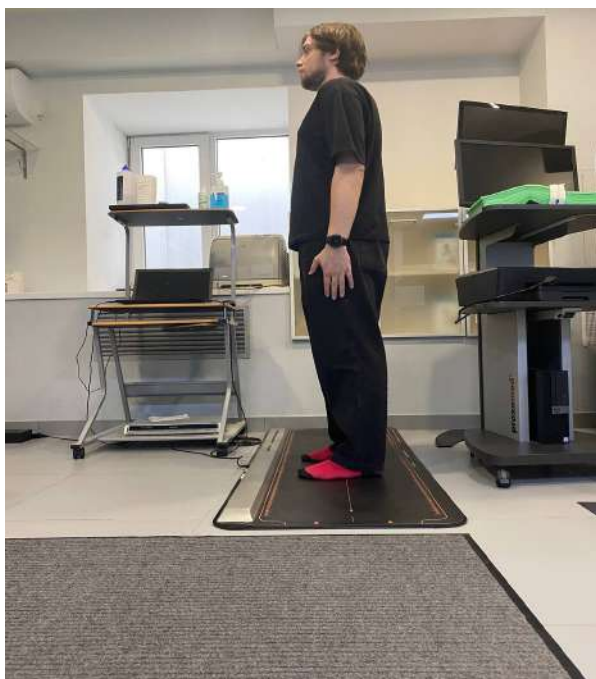


Рисунок 8 - Бароподометрический АПК WIN-TRACK (Medicapteurs, Франция)

Тестирование на платформе выполняли по алгоритму, предложенному В.В. Кармазиным (специальные статические и динамические тесты) (Рис.9). Наряду с исследуемыми бароподометрическими параметрами, позволяющими оценить характер распределения давления стоп на поверхность опоры, АПК WIN-TRACK дает возможность оценивать показатели классической стабилотрии: площадь статокнезиограммы (COP Length); средняя скорость смещения общего центра давления (ОЦД) вперед/назад (сагиттальная плоскость) - (Y-speed); средняя скорость смещения ОЦД влево/вправо (фронтальная плоскость) - (X-speed). Бароподометрические характеристики оценивали в

динамике за сутки до начала коррекционных воздействий и спустя 3 дня после окончания курса реабилитационных мероприятий.



А

Рисунок 9 (А) - Оценка постуральной функции на бароподометрической платформе Medicauteurs в стойке на двух ногах



Б

Рисунок 9 (Б) - Оценка постуральной функции на бароподометрической платформе Medicauteurs в стойке на одной ноге

Тензодинамометрическое обследование

Для оценки функционального силового соотношения группы ягодичных мышц между двумя ногами в работе использовали тензодинамометрическую диагностическую систему Back-Check Dr. Wolff (Германия) (Рис.10).



Рисунок 10 - Диагностическая стойка Dr.Wolff Back Check 617, рабочая станция с программным обеспечением

Данный комплекс представляет собой многофункциональную мобильную измерительную систему для научного анализа силовых возможностей различных групп мышц и сочетает в себе возможности функциональной оценки состояния позвоночника и мышечного аппарата, систему биологической обратной связи и цифровой обработки полученных результатов с формированием базы данных всего реабилитационного процесса. Современная компьютерная технология

измерения описывает текущее состояние мышц, показывает силовое соотношение в мышцах и их функциональный дефицит в килограммах (Рис.11).

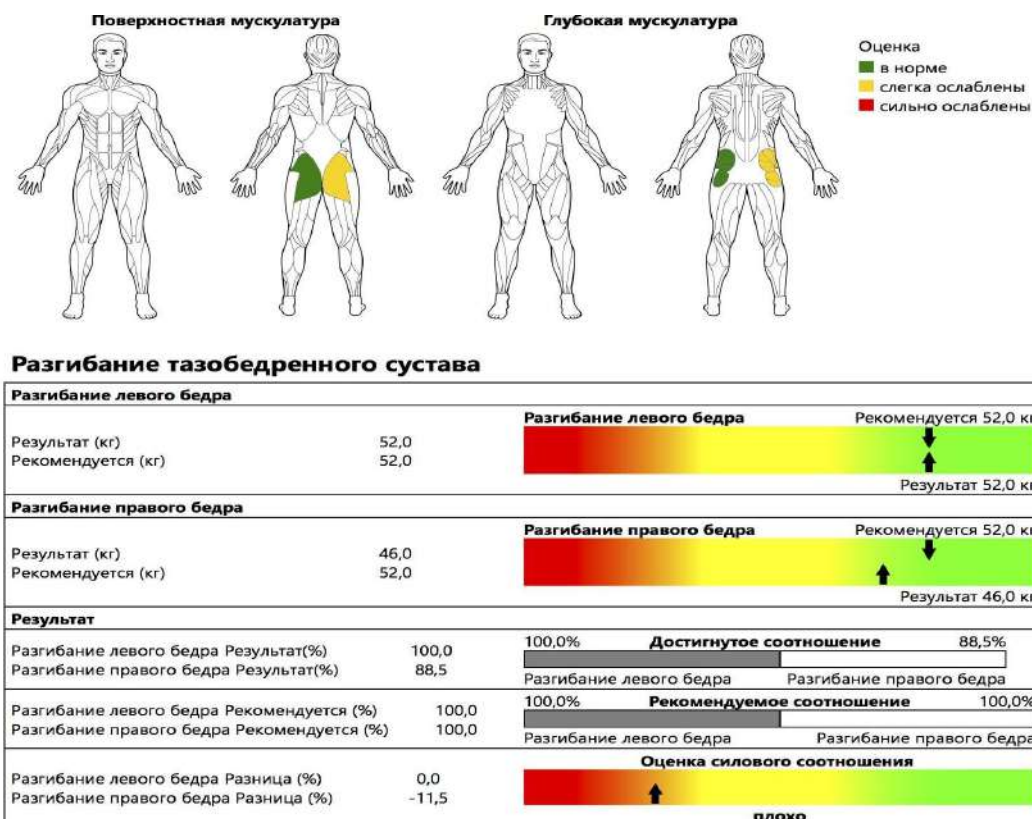


Рисунок 11 - Протокол оценки функционального дисбаланса ягодичных мышц в тесте «Разгибание бедра»

Оценку состояния ягодичных мышц проводили в изометрическом тесте разгибания бедра стоя (Рис.12). Участник оказывал максимальное давление в тензодинамометрическую подушку в течении 10 секунд в 3 последовательных пробах на каждую ногу. Время отдыха между подходами 30 секунд. Полученные результаты исследования были сформированы на основе сравнения эталонных значений с реальными показателями по каждому пациенту и представлены графически. Обследование по предлагаемой программе проводилось в первый и последний день коррекционной программы.

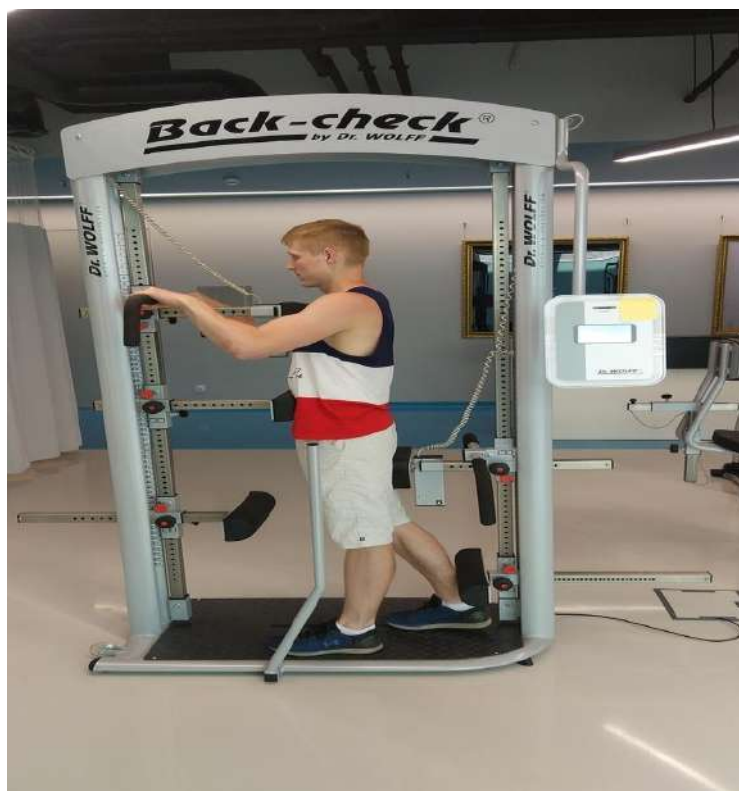


Рисунок 12 - Оценка силового соотношения ягодичных мышц на аппарате Dr. Wolff Back-Check 617 в изометрическом тесте разгибания бедра в положении стоя

Оптическая топография

Оптический анализ позвоночника и осанки производили с помощью современного диагностического комплекса DIERS (International GmbH, Германия) в статическом режиме. Перед исследованием все студенты заполнили утвержденную форму информированного согласия. Протокол 3D-сканирования formetric, выполненный в настоящем исследовании, соответствовал рекомендациям производителя и подробно описан ранее [65]. Методика исследования на аппарате происходит в соответствии с рекомендациями Guidetti et al. [87]. Для стандартизации важно учитывать положения испытуемых, на полу наносится горизонтальная линия - ориентир для пяток.

Для проведения исследования необходимо, чтобы была свободна от одежды вся поверхность спины от верхней части ягодичной впадины до основания линии роста волос головы. Участники располагались на платформе в 2 метрах от проекционного блока DIERS. Устройство проецировало полосы света на поверхность спины участника в темной комнате.

Для исключения естественного внутреннего и внешнего вращения бедра пациента выставляли в нейтральное положение – ноги участника находятся в американской позиции стоп, где расстояние между стопами равно ширине стопы исследователя. После постановки ног испытуемым предлагали принять расслабленную, естественную позу.

После проведения оптического сканирования на двух ногах, участники были сканированы в вертикальном положении, стоя поочередно на правой и левой ногах. Положение отстраивали в соответствии с рекомендациями В.В. Кармазина по стойке в тесте Тренделенбурга: ось коленных суставов должна совпадать в сагиттальной плоскости, т.е. отсутствует сгибание в тазобедренном суставе неопорной нижней конечности (Рис.13). Оценка спортсменов в монопедальной стойке является новой собственной разработкой на данном аппаратном комплексе и впервые реализована в данной научной работе.

В качестве визуального ориентира была предусмотрена регулируемая фиксированная точка, установленная на высоте плеч участников. Студентам было поручено сфокусировать свой взгляд на этой неподвижной точке во время сканирования, чтобы контролировать положение головы.



А

Рисунок 13 (А) – Оптическая топография осанки спортсмена в монопедальной стойке (на левой ноге) на диагностическом комплексе DIERS



Б

Рисунок 13 (Б) – Оптическая топография осанки спортсмена в монопедальной стойке (на правой ноге) на диагностическом комплексе DIERS

Исследование производили шесть раз подряд, прежде чем испытуемый покидал платформу. Во время каждого 6-секундного сканирования участников просили стоять естественно. В промежутках между сканированиями участников просили не сдвигаться с исходного положения на платформе. Время выполнения шести сканирований составляло менее 3 минут. Исследование выполнялось с помощью программного обеспечения для сбора и обработки данных DiSCAM III в модуле 4D average. Во время каждого сканирования в течение 6 секунд было записано 12 изображений (2 Гц). Каждое изображение строилось на основании данных о положении 60 000 точек, которые были автоматически захвачены, оцифрованы и проанализированы с помощью прибора DIERS formetric 3D. Каждое сканирование обрабатывалось в соответствии с инструкцией производителя.

Оценку осанки производили на основе данных о следующих параметрах формы позвоночника: наклон таза, угол кифоза и ротация позвонков.

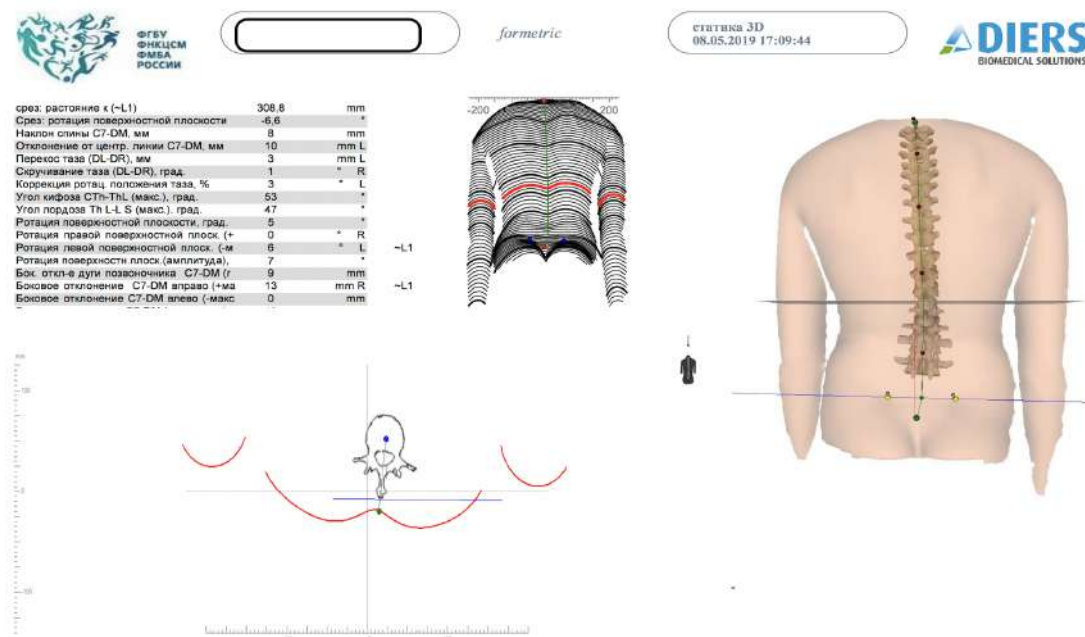


Рисунок 14 - Протокол оптического сканирования в монопедальном тесте (положение стоя на 1 ноге)

Исследование производили в первый день перед коррекционными мероприятиями и спустя 3 дня после окончания курса реабилитации.

Главное преимущество в использовании данного аппаратного диагностического комплекса стало отсутствие лучевой нагрузки на участника в исследовании с возможностью регулярного обследования, что позволило создать модификацию применяемых воздействий в ходе научной работы.

После анализа полученных результатов клинического, бароподометрического обследований и при наличии постуральных нарушений у обследуемого студента нами проведена коррекция выявленных нарушений с использованием аппаратной локальной вибро-перкуссии, координационной локомоторной тренировки (CLT) по методике PNF, комплекса упражнений ЛФК при нарушениях осанки и массажа.

2.5. Статистическая обработка данных

Статистический анализ проводился с использованием программы StatTech v. 3.0.7 (разработчик - ООО "Статтех", Россия).

Количественные показатели оценивались на предмет соответствия нормальному распределению с помощью критерия Шапиро-Уилка (при числе исследуемых менее 50) или критерия Колмогорова-Смирнова (при числе исследуемых более 50).

Количественные показатели, имеющие нормальное распределение, описывались с помощью средних арифметических величин (M) и стандартных отклонений (SD), границ 95% доверительного интервала (95% ДИ).

В случае отсутствия нормального распределения количественные данные описывались с помощью медианы (Me) и нижнего и верхнего квартилей (Q1 – Q3).

Категориальные данные описывались с указанием абсолютных значений и процентных долей.

Сравнение трех и более групп по количественному показателю,

распределение которого отличалось от нормального, выполнялось с помощью критерия Краскела-Уоллиса, апостериорные сравнения – с помощью критерия Данна с поправкой Холма.

ГЛАВА 3. МЕТОДИКА ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ И ВИБРО-ПЕРКУССИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ У СТУДЕНТОВ- СПОРТСМЕНОВ С НАРУШЕНИЕМ ОСАНКИ

В предлагаемой программе медицинской реабилитации нами были использованы упражнения из концепции CLT (The Coordinative Locomotor Training by Britta Dietz, IPNFA®) [149], которая в настоящее время является одним из эффективных методов медицинской реабилитации у пациентов с неврологическими и ортопедическими нарушениями, где присутствуют нарушения походки и осанки, а так же в реабилитации спортсменов после травм или операций и профилактике падений у пожилых людей.

Упражнения в координационной локомоторной тренировке по PNF в концепции CLT выполняли в положениях «Спринтер» и «Скейтер» – по 4 подхода продолжительностью 30 секунд с перерывом между подходами 60 секунд в вертикальном положении стоя на 1 ноге.

Паттерн «Спринтер» выполнялся на левой и правой ноге путем имитации движения бегуна в сгибании-приведении-наружной ротации и схеме разгибания-отведения-внутренней ротации в нижней конечности той же стороны в положении стоя на 1 ноге (Рис.15). Для противоположной верхней конечности применяли схему разгибания-отведения-внутренней ротации, а для нижней конечности той же стороны применяли схему сгибания-приведения-наружной ротации.



А

Рисунок 15 (А) - Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF в паттерне «Спринтер»



Б

Рисунок 15 (Б) - Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF в паттерне «Спринтер»

Паттерн «Скейтер» выполнялся на левой и правой ноге путем имитации действий конькобежца в отведении-наружной ротации и паттерн разгибания-приведения-наружной ротации в нижней конечности той же стороны (Рис.16). Для верхней конечности на противоположной стороне применяли схему разгибания-приведения-внутренней ротации, в то время как для нижней конечности на той же стороне применяли схему сгибания-отведения-внутренней ротации. Перед началом курса коррекции каждому спортсмену даны рекомендации по технике выполнения упражнений.



А

Рисунок 16 (А) - Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF в паттерне «Скейтер»



Б

Рисунок 16 (Б) - Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF в паттерне «Скейтер»

Перед началом выполнения представленного комплекса упражнений, участники проходили разминку в подводящих упражнениях к паттернам «Спринтера» и «Скейтера» у стены (Рис.17) по 2 подхода и 8 повторений на каждую ногу.



А

Рисунок 17 (А) - Разминка в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF в паттерне «Спринтер» у стены



Б

Рисунок 17 (Б) - Разминка в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF в паттерне «Скейтер» у стены

Комплекс лечебной гимнастики при нарушениях осанки выполняли по авторской методике А.А. Потапчук и М.Д. Дидура (таб.1) [11]. Курс упражнений проходил 3 раза в неделю в течении 21 дня.

Таблица 1 - Комплекс лечебной гимнастики при нарушениях осанки по методике А.А. Потапчук и М.Д. Дидур

№	Содержание занятия	Доза
1	И. п. – лежа на животе, под живот подложен валик. 1-2 – поднять голову; 3-4 – вернуться в и. п.	6 раз
2	И. п. – то же. 1-2 – поднять голову, локти согнутых рук отвести назад, лопатки приблизить к позвоночнику; 3-4 – удерживать положение.	6 раз
3	И. п. – то же. 1-2 – поднять голову, выпрямить руки вперед; 3-4 – поднять голову, руки в стороны; 5-6 – поднять голову, руки на пояс; 7-8 – вернуться в и. п.	6 раз
4	И. п. – лежа на животе, под живот подложен валик, в руках гимнастическая палка. 1-2 – выпрямить руки с палкой вперед; 3-4 – согнуть руки с палкой перед грудью.	6 раз
5	И. п. – то же, палка в выпрямленных руках, хват руками на середине палки. 1-4 – перехват руками к концам палки и обратно до середины.	6 раз
6	И. п. – то же, гимнастическая палка в горизонтально выпрямленных вперед руках. 1-4 – палку за голову на лопатки, с переносом обратно через голову вперед.	6 раз
7	И. п. – лежа на спине. 1-2 – поднять голову, носки на себя; 3-4 – вернуться в и. п.	6 раз
8	И. п. – то же. 1-2 – поднять голову, выпрямить руки влево; 3-4 – поднять голову, выпрямить руки вправо.	6 раз
9	И. п. – то же. 1-4 – согнуть ноги в коленных и тазобедренных суставах, прижать их к груди; 5-8 – медленно вернуться в и. п.	6 раз

Продолжение Таблицы 1

10	И. п. – лежа на спине. 1-2 – согнуть в колене правую ногу, прижать ее к груди; 3-4 – согнуть в колене левую ногу, прижать к груди.	6 раз
11	И. п. – то же. 1-4 – поднять обе прямые ноги под углом более 45°, с возвратом в и. п. в быстром темпе.	6 раз
12	И. п. – то же. 1-4 – сесть с махом руками вперед, руки в «крылышки».	6 раз
13	И. п. – лежа на спине, ноги, согнутые в коленных суставах, в опоре. 1-2 – сесть, руки на пояс; 3-4 – вернуться в и. п.	6 раз
14	И. п. – лежа на спине, в области грудного отдела валик. 1-4 – приподнять над валиком грудной отдел позвоночника, прижимая при этом поясницу к полу».	6 раз

После проведения комплекса упражнений при нарушениях осанки экспериментальная группа получала массаж спины в течение 7 минут от терапевта, не участвовавшего в измерениях. Коррекция состояла из следующих процедур: 1 минута поверхностного воздействия, при котором терапевт скользил обеими руками в направлении мышечных волокон от дистального к проксимальному, слегка надавливая на паравертебральную зону; 2 минуты глубокого воздействия, при котором терапевт выполнял те же движения, но сильнее надавливал на паравертебральную зону; 2 минуты разминки, при которой терапевт использовал всю поверхность ладоней для последовательного сжатия и подъема тканей; 1 минута воздействия, во время которой терапевт взбалтывал ткани спины сложенными ладонями; и 1 минута поверхностного воздействия, чтобы закончить вмешательство.

Локальное вибро-перкуSSIONное воздействие выполняли аппаратом Hypervolt (Рис.18) с насадкой круглой формы с частотой воздействия 40 Гц (2400 колебаний/мин.) на область ягодичных мышц в вертикальном положении

спортсмена, стоя на 1 ноге в корригированном положении таза (Рис.19).



Рисунок 18 - ПеркуSSIONный аппарат Hypervolt (Hyperice, Калифорния, США) с различными насадками, 3 уровня мощности: первый – 30Гц (1800 об/мин), второй – 40Гц (2400 об/мин), третий – 53Гц (3200 об/мин.).



Рисунок 19 - Локальное вибро-перкуSSIONное воздействие на область ягодичных мышц в коррекции таза

Физическая реабилитация проходила в течение 21 дня с периодичностью 3 раза в неделю – по 4 подхода продолжительностью 30 секунд за процедуру на каждую ногу с перерывом между подходами 60 секунд.

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Первый этап. Диагностика поструральных особенностей и связь с физической активностью

Учитывая поставленную цель и ряд задач, на первом этапе научной работы обследованы 97 студентов медицинского Вуза. Из всех участников исследования мужчин - 62 и женщин - 35, в возрасте от 18 до 25 лет, средний возраст участников $22,7 \pm 3,1$ лет (таб. 2). Участники были разделены на три группы, в зависимости от характера и интенсивности физической активности: (1) студенты-спортсмены, занимающиеся асимметричным видом спорта (волейбол/футбол/баскетбол), обладающие спортивным разрядом или КМС и имеющие от трех и более двухчасовых тренировок в неделю (33 человека); (2) студенты, не занимающиеся специальными видами спорта, но получающие регулярные физические нагрузки 2 раза в неделю по 60 минут в общей группе физического воспитания в рамках программы занятий физкультурой в университете (32 человека); (3) студенты, не имеющие регулярной физической активности, ведущие малоподвижный образ жизни (32 человека).

Таблица 2 - Описательная статистика по полу, возрасту и количеству участников

Показатель	Категории	Критерии		
		Кол-во (чел.)	Возраст $M \pm SD/Me$	Абс.%
Пол	Мужского пола	62	$22,5 \pm 2,7$	63,9%
	Женского пола	35	$21,2 \pm 1,6$	36,1%
Всего		97	$22,7 \pm 3,1$	100%

Нами проведено клиническое обследование с ортопедической оценкой, а также определение пострурального статуса студентов на бароподометрической платформе. Для проведения ортопедического осмотра использовали

модифицированный протокол биомеханического обследования, включающий 9 пунктов:

1. *Физическая активность (количество часов в неделю)*
2. *Квалификация (разряд, количество лет)*
3. *Двигательный тип (правша, левша, правша, но основные движения в спорте левой рукой/ногой, левша, но основные движения в спорте правой рукой/ногой)*
4. *Травмы в анамнезе (переломы, вывихи, растяжения, дегенеративно-дистрофические заболевания позвоночника, верхних/нижних конечностей)*
5. *Движения в суставах (ограничения, относительное/анатомическое укорочение н/к в мм.)*
6. *Симптомы натяжения (да/нет)*
7. *Деформация конечностей (да/нет)*
8. *Нарушение осанки (да/нет, какой тип)*
9. *Тест Тренделенбурга (положительный/отрицательный, опорная нога/неопорная нога).*

В ходе ортопедического обследования выявлено, что большинство студентов (64%) из группы спортсменов имели изменения осанки по типу «сутулость» (Рис. 20).

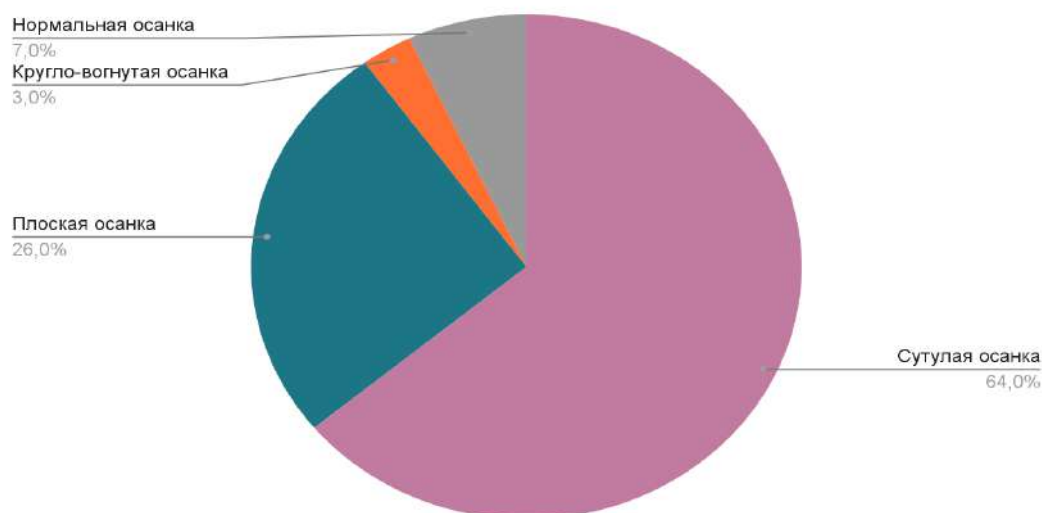


Рисунок 20 - Распределение спортсменов по типам осанки (по Штаффелю)

У 57% обследованных спортсменов выявили положительный тест Тренделенбурга, который заключался в контралатеральном наклоне таза во фронтальной плоскости в стойке на неопорной ноге. Под неопорной ногой мы понимаем ногу, которая определяется как доминирующая в тесте удара по мячу, что соответствует правой ноге у правшей и левой у левшей.

Бароподометрическое исследование студентов, имеющих разный характер и интенсивность физической активности

Проведено сравнительное бароподометрическое исследование в группах студентов, имеющих регулярные неспецифические физические нагрузки и студентов, ведущих малоподвижный образ жизни. Выполнено бароподометрическое обследование в бипедальном тесте. При анализе бароподометрических характеристик выявлено, что у испытуемых в группе с отсутствием систематической физической активности снижена функция поддержания баланса относительно группы студентов, получающих регулярные физические нагрузки. Это проявляется в статистически значимо более высоких значениях (таб. 3) таких характеристик, как площадь статокинезиограммы (COP Length), средней скорости ОЦД во фронтальной плоскости (X-speed) у

малоподвижных студентов, чем у имеющих систематические физические нагрузки.

Таблица 3 - Результаты бароподометрии студентов в общей группе регулярных занятий и малоподвижного образа жизни в бипедальном тесте

Показатели	Физкультура в общей группе	Малоподвижный образ жизни	p
Площадь статокнезиограммы, мм ²	93,2 ± 18,6	234,1 ± 39,2	0,0032
Скорость ОЦД во фронтальной плоскости (X-speed), мм/с	4,1 ± 0,4	7,8 ± 0,8	0,0051
Скорость ОЦД в сагиттальной плоскости (Y-speed), мм/с	6,4 ± 0,1	11,2 ± 1,5	0,0043

Выполнено сравнительное бароподометрическое исследование в группах студентов-спортсменов, занимающихся волейболом, баскетболом, футболом и студентов, занимающихся физкультурой в общей группе. Анализ данных, полученных в бипедальном тесте, не выявил достоверно значимых различий бароподометрических параметров между группами ($p > 0,05$) (таб. 4).

Дополнительно проведено монопедальное (в положении стоя на 1 ноге) бароподометрическое тестирование всех студентов. Выявлено, что у студентов-спортсменов имеется большее различие бароподометрических характеристик (таб. 5), получаемых при проведении теста на разных ногах (опорной и неопорной), чем у студентов, занимающихся физкультурой в общей группе. Это указывает на более выраженную асимметрию в функции поддержания баланса между опорной и неопорной ногами у студентов-спортсменов, занимающихся игровым видом спорта.

Таблица 4 - Результаты бароподометрии студентов в общей группе регулярных занятий и студентов-спортсменов в бипедальном тесте

Показатели	Физкультура в общей группе	Студенты - спортсмены	p
Площадь статокинезиограммы, мм ²	93,2 ± 18,6	87,1 ± 19,2	n/s
Скорость ОЦД во фронтальной плоскости (X-speed), мм/с	4,1 ± 0,4	3,8 ± 0,8	n/s
Скорость ОЦД в сагиттальной плоскости (Y-speed), мм/с	6,4 ± 0,1	6,8 ± 0,3	n/s

Таблица 5 - Результаты бароподометрии опорной и неопорной ног у студентов в общей группе регулярных занятий и студентов-спортсменов

Показатели	Площадь статокинезиограммы, мм ²			Скорость ОЦД во фронтальной плоскости (X-speed), мм/с		
	Опорная нога	Неопорная нога	p	Опорная нога	Неопорная нога	p
Физкультура в общей группе	354,1±46,3	377,6±53,6	n/s	11,8±1,9	12,1±2,3	n/s
Студенты - спортсмены	187,1±39,2	297,2±43,6	0,003	9,6±0,9	12,0±1,5	0,0021

Оценка силы группы ягодичных мышц у спортсменов

В связи с выявленными различиями бароподометрических показателей на разных ногах в монопедальном тесте у студентов-спортсменов представило интерес провести сравнительную оценку силы ягодичных мышц в опоре у данной группы испытуемых, что выполнено на диагностическом аппаратном комплексе Back-Check. Проведение данного анализа выявило статистически значимое различие силы ягодичных мышц между опорной ($43,57 \pm 1,7$ кг.) и неопорной ($37,32 \pm 1,2$ кг.) ногами спортсменов ($p = 0,004$) (таб. 6).

Вторым важным наблюдением стало то, что сторона с более слабыми

ягодичными мышцами во всех случаях соответствует стороне с худшими бароподометрическими параметрами на неопорной ноге. Это указывает на взаимосвязь функциональной слабости ягодичных мышц и ухудшения постурального контроля с соответствующей стороны.

Таблица 6 - Результаты тензодинамометрии опорной и неопорной ног у студентов-спортсменов

Показатели	Сила ягодичных мышц опорной ноги в разгибании бедра у студентов-спортсменов, кг.	Сила ягодичных мышц неопорной ноги в разгибании бедра у студентов-спортсменов, кг.
	43,57 ± 1,7	37,32 ± 1,2

Оптическое измерение параметров осанки спортсменов

С целью выявления взаимосвязи нарушений осанки и асимметрии силы ягодичных мышц и показателей постурального баланса на разных ногах в монопедальном тесте у студентов-спортсменов, проведена оценка осанки, позвоночника с помощью оптического аппаратного комплекса DIERS в стойке участника обследования на одной ноге.

Установлено, что на стороне с ранее выявленными худшими бароподометрическими характеристиками и худшими показателями силы ягодичных мышц отмечался контралатеральный наклон таза. Результаты оптических измерений соответствовали данным теста Тренделенбурга в оценке таза во фронтальной плоскости, полученных при ортопедическом осмотре. При этом оптическое исследование позволяет объективизировать данные о нарушениях осанки, дает возможность «оцифровать» изменения осанки, при этом результат не зависит от оператора. Также важным преимуществом данного метода оценки осанки является отсутствие лучевой нагрузки, что дает возможность многократно повторять исследование.

Ввиду абсолютной корреляции относительного функционального снижения

силы ягодичных мышц и нарушения баланса на соответствующей стороне, а также наличия у большинства испытуемых нарушения осанки по типу «сутулость» в сочетании с положительным тестом Тренделенбурга, нами сделано предположение о возможности коррекции постурального контроля и осанки путем воздействия на ягодичные мышцы.

Таким образом, на данном этапе исследования установлено, что бароподометрические показатели взаимосвязаны с уровнем физической активности испытуемого. У спортсменов, занимающихся асимметричными видами спорта, есть выраженная разница в бароподометрических показателях опорной и неопорной ног. Также, на стороне с дефицитом баланса значимо ниже сила ягодичных мышц. При этом большинство испытуемых обладало осанкой по типу «сутулость», где методом оптической топографии объективно определен контралатеральный наклон таза на стороне с отстающими показателями силы и баланса.

Проведение данного тестирования участников в монопедальной стойке (на одной ноге) позволило применить новый оптимальный методический подход в оценке постурального контроля у студентов-спортсменов для создания наиболее специфичного положения.

Такая специфичность в диагностике позволила определить дальнейший подход в коррекционных методиках с помощью вибро-перкуSSIONного воздействия и специальных упражнений в координационной локомоторной тренировке (CLT) по методике PNF в положении тела на одной ноге и коррекции таза во фронтальной плоскости.

Второй этап. Коррекция нарушений постурального контроля у студентов-спортсменов с нарушением осанки

Второй этап исследования посвящен поиску оптимальных методик коррекции для повышения симметричности силы ягодичных мышц и

бароподометрических показателей в монопедальном тесте у студентов-спортсменов с нарушением осанки.

В период с января 2017 по август 2021гг., был осуществлен дополнительный набор фокусной группы студентов-спортсменов с нарушением осанки по типу «сутулость», в возрасте от 18 до 25 лет (средний возраст $22 \pm 2,1$), имеющих в академическом расписании плановые и дополнительные занятия в учебно-спортивном комплексе, в количестве 124 человек.

Перед началом клинического исследования всем спортсменам было предложено подписать письменное согласие на обработку персональных данных для участия в программе коррекции постурального баланса с прохождением специфического протокола диагностики.

Проведено клиническое обследование с ортопедической оценкой, где использовали модифицированный протокол биомеханического обследования и определение постурального статуса студентов на бароподометрической платформе, тензодинамометрическом комплексе и оптическом топографе.

Участников случайным образом поделили на 4 сравнительные группы в зависимости от применяемых коррекционных методик: I группа студенты-спортсмены ($n=31$), которые получали локальное вибро-перкуSSIONное воздействие на группу ягодичных мышц со стороны неопорной ноги. II группа ($n=30$), получала специальные упражнения в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF. В III группе ($n=33$) участникам проводили массаж и упражнения ЛФК при нарушениях осанки. IV группа ($n=30$) получала специальные упражнения в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF сочетанно с локальным вибро-перкуSSIONным воздействием. Группы однородные по возрасту и полу (таб. 7). Не выявлено значимых различий между группами по бароподометрическим показателям и силе ягодичных мышц.

Таблица 7 - Описательная статистика по полу, возрасту и количеству участников

Показатель	Категории	Критерии		
		Кол-во (чел.)	Возраст $M \pm SD/Me$	Абс. %
Группа I	Мужского пола	22	$22,6 \pm 4,2$	71,0%
	Женского пола	9	$21,4 \pm 1,3$	29,0%
Группа II	Мужского пола	20	$22,7 \pm 1,4$	66,7%
	Женского пола	10	$21,1 \pm 2,1$	33,3%
Группа III	Мужского пола	21	$23,2 \pm 1,3$	63,6%
	Женского пола	12	$21,8 \pm 1,8$	36,4%
Группа IV	Мужского пола	17	$22,6 \pm 2,0$	56,7%
	Женского пола	13	$22,4 \pm 2,6$	43,3%
Всего		124	$22,2 \pm 2,1$	100%

Курс коррекции включал в себя 9 занятий в течение трех недель. Каждое занятие начиналось с проведения бароподометрии и тензодинамометрических измерений силы ягодичных мышц, затем следовало коррекционное мероприятие, соответствующее экспериментальной группе, сразу после чего повторяли бароподометрическое и тензодинамометрическое измерения. Результат курса коррекции фиксировали итоговым измерением показателей баланса и силы ягодичных мышц, а также оптическим измерением позвоночника, которое проводили через 3 дня после финального коррекционного занятия.

Эффективность различных коррекционных методик на бароподометрические показатели и силу ягодичных мышц в монопедальном тесте

После курса коррекции был проведен сравнительный анализ итоговых бароподометрических и тензодинамометрических показателей участников исследования на опорной и неопорной ногах.

При сравнительном анализе показателей площади статокинезиограммы (COP Length) на неопорной ноге между группами до начала проведения

коррекционных воздействий, статистически значимой разницы не выявлено ($p = 0,802$). При анализе полученных результатов площади статокинезиограммы спортсменов на неопорной ноге после коррекции постурального контроля, были установлены статистически значимые различия ($p < 0,001$) между группами. После трехнедельного курса коррекционных мероприятий спортсмены из IV группы (получавшие упражнения CLT совместно с локальной вибро-перкуссией), продемонстрировали достоверно меньшее среднее значение площади статокинезиограммы на неопорной ноге: $177,5 \pm 27,6 \text{ мм}^2$, по сравнению с I группой (локальная вибро-перкуссия) – $230,3 \pm 26,3 \text{ мм}^2$, II группой (упражнения CLT) – $190,5 \pm 22,7 \text{ мм}^2$ и III группой (ЛФК при нарушении осанки + массаж) – $255,3 \pm 25,8 \text{ мм}^2$ ($p < 0,001$) (таб. 8).

При анализе данных средней скорости ОЦД на неопорной ноге во фронтальной (X-speed) плоскости после коррекции постурального контроля, были выявлены существенные различия. На неопорной ноге средняя скорость ОЦД во фронтальной (X-speed) плоскости после коррекционных мероприятий: I группа – $9,9 \pm 0,7 \text{ мм/с}$, II группа – $6,4 \pm 0,9 \text{ мм/с}$, III группа – $10,7 \pm 1,1 \text{ мм/с}$, IV группа $6,0 \pm 0,9 \text{ мм/с}$ ($p = 0,003$) (таб. 8).

Таблица 8 – Динамика показателей бароподометрии неопорной ноги у студентов-спортсменов в зависимости от групп коррекции

Группы	Площадь статокинезиограммы, мм ²		Средняя скорость ОЦД неопорной ноги по Y-speed, мм/с		Средняя скорость ОЦД неопорной ноги по X-speed, мм/с	
	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции
Вибро-перкуссия	$294,2 \pm 35,1$	$230,3 \pm 26,3$	$14,1 \pm 2,1$	$13,6 \pm 1,6$	$10,6 \pm 0,8$	$9,9 \pm 0,7$
CLT	$280,4 \pm 42,1$	$190,5 \pm 22,7^*$	$15,7 \pm 1,6$	$13,3 \pm 1,4$	$9,8 \pm 1,2$	$6,4 \pm 0,9^*$
ЛФК и массаж	$282,5 \pm 36,2$	$255,3 \pm 25,8$	$15,2 \pm 2,5$	$14,4 \pm 1,0$	$11,2 \pm 0,6$	$10,7 \pm 1,1$
CLT + вибро-перкуссия	$288,9 \pm 44,8$	$177,5 \pm 27,6^*$	$14,7 \pm 2,4$	$13,2 \pm 1,5$	$10,3 \pm 0,1$	$6,0 \pm 0,9^*$

* – различия показателей статистически значимы ($p < 0,05$)

При сравнительном анализе показателей площади статокинезиограммы (COP Length) на опорной ноге между группами до начала проведения коррекционных воздействий, статистически значимой разницы не выявлено ($p = 0,802$).

При анализе полученных результатов площади статокинезиограммы спортсменов на опорной ноге после коррекции постурального контроля, были установлены статистически значимые различия ($p < 0,001$) между группами. Спортсмены из IV группы продемонстрировали наименьшее среднее значение площади статокинезиограммы $147,7 \pm 28,7 \text{ мм}^2$, по сравнению с I группой – $261,1 \pm 29,9 \text{ мм}^2$, II группой – $150,3 \pm 26,2 \text{ мм}^2$, и III группой $182,1 \pm 24,5 \text{ мм}^2$ ($p = 0,02$) (таб. 9).

Статистический расчет средней скорости ОЦД на опорной ноге в плоскостях по X-speed и Y-speed до проведения коррекции постурального контроля, не установил статистически значимых различий между группами спортсменов $p = 0,954$ и $p = 0,879$, соответственно. При анализе средней скорости ОЦД в тесте на опорной ноге после коррекции постурального контроля, были выявлены различия. В группах спортсменов при тестировании на опорной ноге по X-speed были получены статистически значимые параметры ($p = 0,009$). С наименьшим показателем средней скорости ОЦД во фронтальной плоскости оказались спортсмены из IV группы $5,2 \pm 1,0 \text{ мм/с}$, I группа – $8,0 \pm 1,9 \text{ мм/с}$, II группа – $5,7 \pm 1,3 \text{ мм/с}$, III группа – $8,8 \pm 1,5 \text{ мм/с}$ ($p = 0,009$) (таб. 9).

Таблица 9 – Динамика показателей бароподометрии опорной ноги у студентов-спортсменов в зависимости от групп коррекции

Группы	Площадь статокинезиограммы, мм ²		Средняя скорость ОЦД на опорной ноге по Y-speed, мм/с		Средняя скорость ОЦД на опорной ноге по X- speed, мм/с	
	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции
Вибро-перкуссия	191,1 ± 48,6	161,1 ± 29,9	13,3 ± 0,5	12,6 ± 0,5	9,2 ± 0,5	8,0 ± 1,9
CLT	198,2 ± 41,6	150,3 ± 26,2*	12,8 ± 0,7	10,6 ± 0,6*	8,1 ± 1,0	5,7 ± 1,3*
ЛФК и массаж	196,3 ± 38,1	182,1 ± 24,5	13,2 ± 0,8	11,4 ± 1,0	10,0 ± 0,9	8,8 ± 1,5
CLT + вибро-перкуссия	199,9 ± 37,4	147,7 ± 28,7*	13,1 ± 0,3	10,2 ± 0,9*	8,6 ± 0,7	5,2 ± 1,0*

* – различия показателей статистически значимы ($p < 0,05$)

В группе спортсменов, получавших коррекцию с помощью сочетания вибро-перкуSSIONного воздействия на ягодичные мышцы и упражнений в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF, показано достоверно значимое улучшение бароподометрических параметров и силы ягодичных мышц на стороне воздействия по сравнению с исходными докоррекционными показателями. Данный сочетанный способ воздействия показал себя как наиболее эффективный по сравнению с вариантами использования только вибро-перкуSSIONного воздействия либо только специальных упражнений в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF или упражнений ЛФК при нарушениях осанки и массажа. Улучшения бароподометрических показателей и силы ягодичных мышц в данной группе испытуемых достоверно выше, чем в группах с применением других методов коррекции.

При анализе данных тензодинамометрии в тесте на разгибание бедра опорной и неопорной ног до коррекции в зависимости от групп коррекции постурального контроля, не удалось установить статистически значимых различий ($p = 0,858$ и $p = 0,794$, соответственно).

При анализе разницы показателей тензодинамометрии в тесте на разгибание бедра опорной и неопорной ног после коррекции было выявлено статистически значимое различие в уменьшение разности между ногами за счет значимого увеличения силы неопорной ноги (таб. 10).

Таблица 10 – Динамика показателей тензодинамометрии опорной и неопорной ног у студентов-спортсменов в зависимости от групп коррекции

Показатели	Сила ягодичных мышц опорной ноги в разгибании бедра, кг.		Сила ягодичных мышц неопорной ноги в разгибании бедра, кг.	
	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции
Вибро - перкуссия	44,16 ± 3,1	45,63 ± 3,1	39,11 ± 3,1	40,54 ± 2,2
CLT	45,81 ± 0,9	46,19 ± 1,7	38,44 ± 0,7	44,32 ± 1,9*
ЛФК и массаж	44,31 ± 1,2	45,01 ± 2,2	39,41 ± 1,1	40,07 ± 1,0
CLT + вибро - перкуссия	44,09 ± 0,7	47,12 ± 1,0	38,63 ± 2,2	45,43 ± 1,1*

* – различия показателей статистически значимы ($p < 0,05$)

Таким образом, спортсмены из группы, получавших коррекцию с помощью упражнений CLT совместно с локальной вибро-перкуссией, продемонстрировали по окончании курса коррекции лучшие поструральные показатели и силу ягодичных мышц в монопедальных тестах. Использование упражнений CLT отдельно, также, продемонстрировали улучшение данных показателей. В группах коррекции с использованием локальной вибро-перкуссии и ЛФК упражнений при нарушениях осанки с массажем не было значимых улучшений пострурального контроля и силы ягодичных мышц на 1 ноге по завершению курса коррекционных мероприятий.

Улучшение показателей мышечной силы и пострурального баланса можно предположительно объяснить проприоцептивной активацией посредством вибро-перкуSSIONного воздействия с последовательным чередованием процессов сокращения и расслабления мышечных волокон в упражнениях

координационной локомоторной тренировки (CLT) на основе PNF, участвующих в стабилизации таза и позвоночника в специфичных условиях для спортсмена, особенно в положении стоя на 1 ноге. Подобная динамика может быть связана с принципами нейро-мышечной фасилитации (PNF). Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF является эффективной методикой коррекции, возможно, благодаря специфическим паттернам диагональных движений, приближенным к двигательным навыкам спортсмена. Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе методики PNF имеет возможность моделировать спорт-специфическое положение, схожее с поведением спортсмена в игровой ситуации за счет активации нейро-мышечного компонента, наиболее точно влияющего на двигательный контроль осанки в положении на 1 ноге, чего может не достигать классический комплекс ЛФК при нарушениях осанки.

Эффективность различных методик воздействия на коррекцию асимметрии бароподометрических и силовых показателей

Отдельный интерес представило проанализировать как применение коррекционных методик влияет на изменение разницы бароподометрических и тензодинамометрических показателей опорной и неопорной ног.

Итоговое измерение бароподометрических и тензодинамометрических показателей после трех недель коррекционных мероприятий (через 3 суток после последнего занятия) показало, что в группах коррекции с использованием сочетанного применения упражнений CLT и вибро-перкуссии, а также отдельного применения упражнений CLT, произошло значимое снижение разности показателей мышечной силы и баланса между опорной и неопорной ногами по сравнению с исходными данными (таб. 11), в то время как в группах, где применяли отдельно локальное вибро-перкуSSIONное воздействие и ЛФК упражнения с курсом массажа значимого снижения разности показателей

опорной и неопорной ног не наблюдалось, асимметрия сохранялась.

Таблица 11 - Эффект трехнедельного курса коррекционных методик на разницу показателей бароподометрии и тензодинамометрии между опорной и неопорной ногами

Показатели	Вибро-перкуссия			CLT			ЛФК и массаж			CLT+Вибро-перкуссия		
	До	После	p	До	После	p	До	После	p	До	После	p
COP Length	-13,1	30,8	n/s	17,8	59,8	0,004	13,8	26,8	n/s	11	70,2	0,0005
Средняя скорость ОЦД Y-speed, мм/с	-0,8	0	n/s	-2,9	-1,7	0,04	-2	-2	n/s	-1,6	-1	0,02
Средняя скорость ОЦД X-speed, мм/с	-1,4	-1,1	n/s	-1,7	-0,5	0,035	-1,2	-0,9	n/s	-1,7	-0,2	0,03
Сила ЯМ, кг	5,05	5,09	n/s	7,37	-0,13	0,002	4,9	4,94	n/s	5,46	-0,31	0,008

При этом заслуживает внимания тот факт, что измерение бароподометрических и тензодинамометрических показателей, проводимое непосредственно сразу после первого сеанса локальной вибро-перкуссии, демонстрировало значимое снижение разности этих показателей между опорной и неопорной ногами. То есть уже после одного сеанса вибро-перкуSSIONного воздействия снижалась асимметрия между ногами по силе и балансовым показателям. Для выявления продолжительности сохранения данного эффекта, были проведены повторные измерения силы и бароподометрических показателей в монопедальной стойке через 60 минут и 48 часов. При повторном измерении через 60 минут эффект снижения асимметрии в силовых и балансовых показателях разных ног сохранялся. Однако согласно данным измерения через 48 часов разница тензодинамометрических и бароподометрических показателей опорной и неопорной ноги возвращалась к первоначальному уровню (таб. 12). Такие данные указывают на краткосрочную проприоцептивную активацию ягодичных мышц при помощи вибро-

перкуSSIONного воздействия.

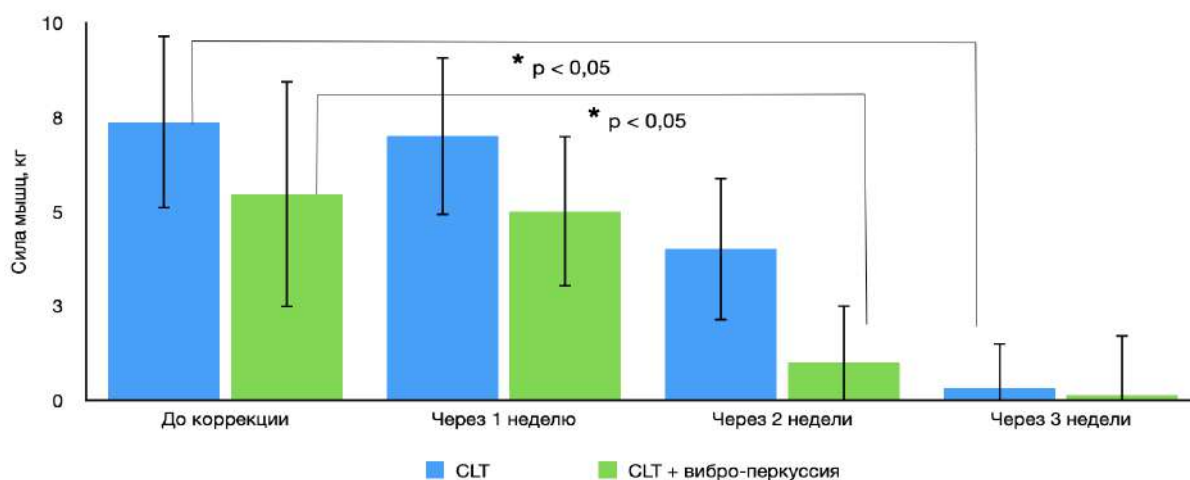
Таблица 12 – Динамика изменений разницы бароподометрических и тензодинамометрических показателей опорной и неопорной ног у студентов-спортсменов при однократном вибро-перкуSSIONном воздействии

Разность показателей опорной и неопорной ног	До воздействия	После воздействия	Через 60 минут после воздействия	Через 48 часов после воздействия
Площадь статокинезиограммы, мм ²	294,2 ± 25,1	203,3 ± 15,7*	207,8 ± 18,2*	290,3 ± 36,3
Средняя скорость ОЦД по Y-speed, мм/с	14,1 ± 0,1	12,6 ± 0,6*	12,2 ± 0,3*	14,3 ± 0,5
Средняя скорость ОЦД по X-speed, мм/с	10,6 ± 0,8	7,9 ± 0,1*	7,9 ± 0,7*	10,5 ± 0,4
Сила ягодичных мышц в разгибании бедра, кг.	39,11 ± 3,1	44,54 ± 2,2*	44,19 ± 1,4*	40,0 ± 1,1

* – различия показателей статистически значимо отличаются от исходных ($p < 0,05$)

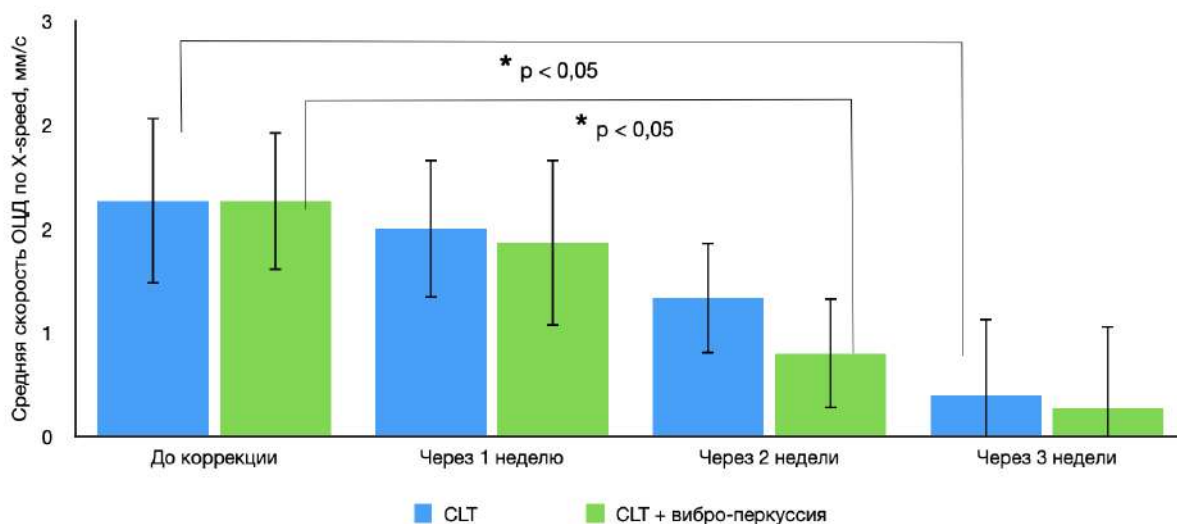
Анализируя данные промежуточных бароподометрических и тензодинамометрических измерений, проводимых перед каждым занятием в ходе трехнедельного курса коррекционных мероприятий, мы проследили динамику изменения разности показателей между опорной и неопорной ногами. Выявлено, что в группе спортсменов, получавших сочетание вибро-перкуSSIONного воздействия с упражнениями в концепции CLT, наблюдается значимое снижение разности таких показателей опорной и неопорной ног как сила ягодичных мышц в разгибании бедра и средняя скорость ОЦД во фронтальной плоскости уже через две недели коррекционных мероприятий, в то время как для значимого снижения асимметрии между опорной и неопорной стороной по тем же показателям, используя только упражнения в концепции CLT необходимо три недели занятий (Рис. 21 и Рис. 22).

Рисунок 21 - Динамика изменения разности показателей силы ягодичных мышц между опорной и неопорной ногами



* – различия показателей статистически значимы ($p < 0,05$)

Рисунок 22 - Динамика изменения разности показателей средней скорости ОЦД во фронтальной плоскости (X-speed) между опорной и неопорной ногами



* – различия показателей статистически значимы ($p < 0,05$)

Таким образом, у спортсменов из групп, получавших упражнения в концепции CLT и сочетание вибро-перкуSSIONного воздействия с упражнениями в концепции CLT, наблюдалось значимое снижение разницы

бароподометрических и силовых показателей опорной и неопорной ног, то есть происходила коррекция асимметрии. При этом данный эффект коррекции асимметрии между ногами достигался быстрее при использовании сочетания упражнений с локальным вибро-перкуSSIONным воздействием. В группах спортсменов, получавших упражнения ЛФК при нарушении осанки с курсом массажа, и спортсменов, получавших только изолированное вибро-перкуSSIONное воздействие, коррекции асимметрии по итогам курса не наблюдалось: разница показателей между опорной и неопорной ногами значимо не изменялась.

Эффективность различных методик воздействия на коррекцию осанки

Нами был проведен анализ показателей оптических измерений до и после коррекционных мероприятий на видео-растровой системе DIERS (International GmbH, Германия). При сравнении полученных данных оптического измерения в показателях наклона таза, ротации позвонков и угла кифоза позвоночника между группами спортсменов до коррекции постурального контроля не удалось установить статистически значимых различий ($p = 0,076$, $p = 0,083$ соответственно). При сравнительной оценке фотометрического показателя наклона таза между группами спортсменов после коррекции постуральных изменений была выявлена статистически значимая разница ($p < 0,001$) (таб. 13). В группах II и IV выявлено значимое уменьшение наклона таза на $8 \pm 3,2$ мм. ($p = 0,03$) и $7 \pm 2,9$ мм. ($p = 0,023$) соответственно, чего не наблюдалось в группах I и III. Данное наблюдение позволило установить тесную связь с субъективными данными теста Тренделенбурга спортсменов и объективными параметрами наклона таза в оптическом измерении в контралатеральном наклоне таза неопорной ноги.

Таблица 13 – Динамика показателей оптических измерений у студентов-спортсменов в монопедальном тесте на неопорной ноге в зависимости от групп коррекции

Показатели	Наклон таза, мм.		Угол кифоза, град.		Ротация позвонков, град.	
	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции	До коррекции	После коррекции
Вибро - перкуссия	10 ± 0,3	9 ± 0,9	53 ± 0,9	53 ± 0,5	5 ± 0,8	5 ± 0,1
CLT	12 ± 0,1	4 ± 0,9*	50 ± 0,7	50 ± 0,6	5 ± 0,5	5 ± 0,5
ЛФК и массаж	11 ± 1,6	7 ± 0,9	51 ± 0,1	50 ± 0,2	5 ± 0,3	5 ± 0,2
CLT + вибро - перкуссия	10 ± 1,3	3 ± 0,6*	53 ± 0,8	52 ± 1,0	5 ± 0,6	5 ± 0,3

* – различия показателей до и после коррекции статистически значимы ($p < 0,05$)

Такая стабильная поструральная адаптация может наблюдаться у спортсменов как следствие постоянных и повторяющихся односторонних положений во время выполняемых действий (волейбольный или футбольный удар по мячу, ведение мяча в баскетболе). Все эти движения могут вызывать повышенный тонус мышц одной стороны тела по сравнению с другой, тем самым определяя функциональную асимметрию, вызванную механическими силами, что в свою очередь может влиять на ускоренное развитие дегенеративных состояний в опорно-двигательном аппарате и раннему возникновению болевого синдрома. Именно поэтому важным фотометрическим параметром оценки пострурального контроля в положении стоя на 1 ноге является наклон таза во фронтальной плоскости, который корректно учитывать в положении стоя на 1 ноге. Данный метод оценки является валидной разработкой в протоколе оптического исследования и может быть представлен как инструмент индивидуализации в оценке осанки, а также проводиться многократно в лечебном процессе.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Неуклонный рост участия студентов в спортивных мероприятиях приводит к увеличению уровня травм в спорте. Такая тенденция определяет актуальность в динамическом контроле состояния спортсменов для разработки новейших стратегий профилактики травм у спортсменов [118, 124].

В настоящее время современные программы профилактики травм основываются на коррекции дефектов осанки и выявлении нарушений опорно-двигательного аппарата, а также на должном восстановлении и реабилитации после травм и операций [119, 160].

Основной поиск литературы, проведенный в базах данных e-Library, MEDLINE, Web of Science, Scopus, PubMed, Cochrane Library и Google Scholar показывает, что среди множества исследований, оценивающих влияние физических упражнений на контроль осанки и равновесия, лишь немногие из них были протестированы в специфических для спорта условиях (например, во время стрельбы в биатлоне или пятиборье, а также после имитации или спровоцированных матчем протоколов в боевых и командных видах спорта).

Таким образом, по-прежнему необходимы дополнительные исследования, чтобы устранить этот пробел в литературе и направить внимание в научных трудах на изучение реакции осанки на упражнения, специфичные для конкретного вида спорта. Лучшее понимание физиологических механизмов нарушения постурального контроля в упражнении, выполняемых по моделируемым протоколам, близким к условиям, специфичным для конкретного вида спорта, имеет значение для разработки наиболее точных программ упражнений, адаптированных к индивидуальным потребностям, и для улучшения результатов спортсменов с высокими требованиями к стабильности осанки и / или снижения риска травм.

Именно поэтому целью нашей исследовательской работы стал поиск оптимального алгоритма диагностики и коррекции особенностей постурального

контроля и ассоциированных с ними изменений осанки у студентов-спортсменов, занимающихся игровыми видами спорта.

Организация исследования представляла этапный характер. Вначале нами была отражена зависимость постуральной функции студентов от уровня физической активности и поиск постуральных особенностей у студентов, занимающихся игровым видом спорта. Затем мы описали динамику коррекции постуральных нарушений у студентов-спортсменов.

На первом этапе работы оценка постуральной функции всех групп студентов производилась на бароподометрическом аппаратном комплексе в бипедальном и монопедальном тестах. Анализ бароподометрических характеристик у студентов, имеющих разный характер и интенсивность физической активности выявил, что у испытуемых в группе с отсутствием систематической физической активности снижена функция поддержания баланса относительно группы студентов, получающих регулярные физические нагрузки.

Анализ данных бароподометрического исследования в бипедальном тесте в группах студентов-спортсменов, занимающихся волейболом, баскетболом, футболом и студентов, занимающихся физкультурой в общей группе, не выявил достоверно значимых различий бароподометрических параметров между группами. Однако при проведении бароподометрического тестирования в монопедальном тесте (в положении тела на 1 ноге) выявлено, что у студентов-спортсменов имеется большее различие бароподометрических характеристик, получаемых при проведении теста на разных ногах (опорной и неопорной), чем у студентов, занимающихся физкультурой в общей группе. Такая взаимосвязь позволила предположить наличие более выраженной асимметрии в функции поддержания баланса между опорной и неопорной ногами у студентов-спортсменов, занимающихся игровым видом спорта.

При анализе данных ортопедического осмотра было выявлено, что наиболее

частая форма нарушения осанки у студентов-спортсменов является сутулая спина - 64%. При таком типе осанки происходит увеличение кифотизации грудного отдела позвоночника, смещение плечевого пояса кпереди, протракция головы. Также у 57% обследованных спортсменов выявили положительный тест Тренделенбурга, который заключался в контралатеральном наклоне таза во фронтальной плоскости в стойке на неопорной ноге. Такие поструральные изменения могут иметь нарушение нейро-мышечной активации в функции контроля таза и позвоночника в специфичных для спорта моделях движениях на одной ноге, что может приводить к увеличению нагрузки на пассивные структуры опорно-двигательного аппарата, особенно в области поясничного отдела позвоночника, а также создавать предпосылки к будущим травмам в спорте.

В связи с выявленными различиями бароподометрических показателей на разных ногах в монопедальном тесте у студентов-спортсменов представило интерес провести сравнительную оценку силы ягодичных мышц в опоре у данной группы испытуемых. Сравнительный анализ силы ягодичных мышц у студентов-спортсменов на разных ногах выявил статистически значимое различие между опорной и неопорной ногами у студентов-спортсменов. Также нами было отмечено, что сторона с более слабыми ягодичными мышцами во всех случаях соответствует стороне с худшими бароподометрическими параметрами на неопорной ноге. Такое наблюдение позволило сделать вывод о взаимосвязи функциональной слабости ягодичных мышц и ухудшения пострурального контроля с соответствующей стороны.

При оценке осанки и позвоночника с помощью оптического аппаратного комплекса DIERS в стойке участника обследования на одной ноге было установлено, что на стороне с ранее выявленными худшими бароподометрическими характеристиками и худшими показателями силы ягодичных мышц отмечался контралатеральный наклон таза. Такая абсолютная

корреляция относительного функционального снижения силы ягодичных мышц и нарушения баланса на соответствующей стороне, а также наличия у большинства испытуемых нарушения осанки по типу «сутулость» в сочетании с положительным тестом Тренделенбурга позволила сделать предположение о возможности коррекции постурального контроля и осанки путем воздействия на ягодичные мышцы.

Также важным преимуществом оптического исследования осанки и позвоночника в научной работе со студентами стало отсутствие лучевой нагрузки, что позволило многократно повторять исследование с возможностью «оцифровать» полученные данные измерений, при этом результат не зависит от оператора и позволяет сократить техническую ошибку в обследовании.

Проведение данного тестирования участников в монопедальной стойке (на одной ноге) позволило применить новый оптимальный методический подход в оценке постурального контроля у студентов-спортсменов для создания наиболее специфичного положения. Такая специфичность в диагностике позволила определить дальнейший подход в коррекционных методиках с помощью вибро-перкуSSIONного воздействия и специальных упражнений в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе методики PNF в положении тела на одной ноге и коррекции таза во фронтальной плоскости.

Второй этап исследования был посвящен поиску оптимальных методик коррекции для повышения симметричности силы ягодичных мышц и бароподометрических показателей в положении тела на одной ноге у студентов-спортсменов с нарушением осанки. Методы оценки постурального статуса студентов производили на бароподометрической платформе, тензодинамометрическом комплексе и оптическом топографе.

Оценка эффективности различных методик воздействия на коррекцию асимметрии бароподометрических и силовых показателей позволила сделать вывод, что у спортсменов из групп, получавших упражнения в концепции CLT и

сочетание вибро-перкуссионного воздействия с упражнениями в концепции CLT, наблюдалось значимое снижение разницы бароподометрических и силовых показателей опорной и неопорной ног, то есть происходила коррекция асимметрии. При этом данный эффект коррекции асимметрии между ногами достигался быстрее при использовании сочетания упражнений с локальным вибро-перкуссионным воздействием. В группах спортсменов, получавших упражнения ЛФК при нарушении осанки с курсом массажа, и спортсменов, получавших только изолированное вибро-перкуссионное воздействие, коррекции асимметрии по итогам курса не наблюдалось: разница показателей между опорной и неопорной ногами значимо не изменялась.

Такое улучшение показателей мышечной силы и постурального баланса можно предположительно объяснить проприоцептивной активацией посредством вибро-перкуссионного воздействия с последовательным чередованием процессов сокращения и расслабления мышечных волокон в упражнениях координационной локомоторной тренировки (CLT) на основе PNF, участвующих в стабилизации таза и позвоночника в специфичных условиях для спортсмена, особенно в положении тела на 1 ноге. Подобная динамика может быть связана с принципами проприоцептивной нейро-мышечной фасилитации (PNF). Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF является эффективной методикой коррекции, возможно, благодаря специфическим паттернам диагональных движений, приближенным к двигательным навыкам спортсмена. Координационная локомоторная тренировка (CLT) на основе PNF имеет возможность моделировать спорт-специфическое положение, схожее с поведением спортсмена в игровой ситуации за счет активации нейро-мышечного компонента, наиболее точно влияющего на двигательный контроль осанки в положении тела на 1 ноге, чего может не достигать классический комплекс ЛФК при нарушениях осанки.

Оценка эффективности различных методик воздействия на коррекцию

осанки позволила сделать вывод, что у спортсменов из групп, получавших упражнения в концепции CLT и сочетание вибро-перкуSSIONного воздействия с упражнениями в концепции CLT, происходило улучшение контроля таза во фронтальной плоскости в отличие от групп спортсменов, получавших упражнения ЛФК при нарушении осанки с курсом массажа, и спортсменов, получавших только изолированное вибро-перкуSSIONное воздействие. Также данное наблюдение позволило установить тесную связь с субъективными данными теста Тренделенбурга спортсменов и объективными параметрами наклона таза во фронтальной плоскости в оптическом измерении в контралатеральном наклоне таза неопорной ноги.

Анализ данных оптического измерения позвоночника в показателях угла кифоза и ротации позвонков у всех исследуемых групп спортсменов не выявил изменений.

Таким образом можно предположить, что такая стабильная поструральная адаптация может наблюдаться у спортсменов как следствие постоянных и повторяющихся односторонних положений во время выполняемых действий (волейбольный или футбольный удар по мячу, ведение мяча в баскетболе). Все эти движения могут вызывать повышенный тонус мышц одной стороны тела по сравнению с другой, тем самым определяя деформацию, вызванную механическими силами, что в свою очередь может влиять на ускоренное развитие дегенеративных состояний в опорно-двигательном аппарате и раннему возникновению болевого синдрома. Именно поэтому важным фотометрическим параметром оценки пострурального контроля в положении тела на 1 ноге является наклон таза во фронтальной плоскости, который корректно учитывать стоя на 1 ноге (данный метод оценки является новой разработкой в протоколе нашего оптического исследования).

Полученные результаты данной научной работы показали, что используемые аппаратные диагностические методики (бароподометрия,

тензодинамометрия и оптическая топография) могут безопасно использоваться при проведении скрининговых обследований в популяции молодых спортсменов без дополнительных лучевых методов воздействия с целью объективизации данных в клинической практике при работе с нарушениями постурального контроля и осанки с последующим определением коррекционных мероприятий. Важным фотометрическим параметром оценки постурального контроля в положении тела на 1 ноге является наклон таза, который корректно учитывать стоя на 1 ноге (данный метод оценки является новой разработкой в протоколе оптического исследования). Наибольшей эффективностью в коррекции постурального контроля у спортсменов с нарушением осанки по типу «сутулость» является сочетанное применение локальной вибро-перкуссии с упражнениями в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF.

Итог научной работы позволяет прийти к заключению, что будущие исследования должны раскрыть задействованные концепции в наиболее специфичных положениях при диагностике и коррекции постурального контроля у спортсменов в различных видах спорта, что позволит спортивным тренерам улучшить свое вмешательство и усовершенствовать свои тренировочные программы для спортсменов, а также позволит врачам улучшить свои профилактические и терапевтические стратегии.

ВЫВОДЫ

1. Наиболее высокий уровень постурального контроля отмечен у студентов с регулярной физической активностью, а наименьший – у двигательного инертных учащихся, при этом у студентов-физкультурников постуральный контроль эффективнее, чем у представителей студенческого спорта, являющихся членами сборных команд ВУЗа.

2. У студентов-спортсменов с нарушением осанки по типу «сутулость», занимающихся волейболом, футболом и баскетболом, отмечается выраженная постуральная асимметрия преимущественно во фронтальной плоскости. У студентов-спортсменов с асимметричным тонусом ягодичных мышц и нарушенной функцией постурального контроля отмечается функциональная недостаточность ягодичных мышц в стабилизации таза в положении тела стоя на 1 ноге.

3. Использование бароподометрии, оптической топографии и тензодинамометрии, в структуре оценки постуральных нарушений у студентов-спортсменов с нарушением осанки, дает возможность объективно оценивать функциональное состояние опорно-двигательного аппарата с минимизацией использования лучевых методов обследования, а также оптимизировать алгоритм методики коррекции.

4. Локальное аппаратное вибро-перкуSSIONное воздействие на функционально ослабленные ягодичные мышцы, реализуемое в вертикальном положении тела, вызывает кратковременное улучшение бароподометрических показателей и повышение силы ягодичных мышц на стороне воздействия; временной интервал от наступления клинически значимого терапевтического эффекта до его исчезновения – от 10 до 60 минут после разовой процедуры. Более отсроченное (в сроки до 3 недель от момента начала курсового воздействия), но и более устойчивое (до 2 недель после его завершения) влияние на силу ягодичных мышц и выраженность асимметрии опорной функции

нижних конечностей демонстрируют упражнения координационной локомоторной тренировки (CLT), рассматриваемой как концептуально новое направление методологии PNF.

Наиболее значимая клиническая динамика, как по асимметрии силовых характеристик, так и по дисбалансу опорной функции во фронтальной плоскости, отмечается при сочетанном применении CLT и аппаратной вибро-перкуссии в вертикальном положении тела.

5. Эффективность координационной локомоторной тренировки (CLT) на основе методологии PNF у представителей асимметричных видов спорта с нарушениями осанки может быть обусловлена специфичностью паттернов корригирующих диагональных движений, воспроизводящих физиологическую модель базовых двигательных навыков спортсмена, в которых функция стабилизации таза и позвоночника при унилатеральных двигательных актах обеспечивается ягодичными мышцами, которые являются важным компонентом постурального баланса.

6. Разработаны подходы к формированию доказательной базы использования координационной локомоторной тренировки (CLT) на основе PNF и локальной вибро-перкуссии у студентов-спортсменов с нарушением осанки.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для современной диагностики постурального контроля, функционального состояния опорно-двигательного аппарата у студентов с нарушением осанки, занимающихся асимметричным видом спорта (волейбол/футбол/баскетбол), рекомендовано проводить бароподометрию, тензодинамометрию и оптическую топографию. Важно проводить тестирование постурального контроля в положении стоя на 1 ноге. Мониторинг промежуточной оценки постуральной функции спортсмена во время реабилитационного курса оптимален на третий день после проведения коррекционных мероприятий.

2. Разработанная методика коррекции постуральных нарушений у студентов-спортсменов с нарушением осанки может включать локальное вибро-перкуSSIONное воздействие на интересующую область совместно с упражнениями на стабилизацию таза с активацией ягодичных мышц в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF, а также использование одного из методов как монотерапию.

3. Использование методики локального вибро-перкуSSIONного воздействия совместно с упражнениями в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF может быть применено на кафедрах физического воспитания при работе со студентами в реабилитационном и соревновательно-тренировочном периодах для улучшения постурального контроля на одной ноге с целью снижения нагрузки на позвоночник в асимметричных игровых видах спорта и профилактики спортивного травматизма. Возможно применение в реабилитационных, восстановительных и спортивных центрах, врачебно-физкультурных диспансерах.

4. Локальное аппаратное вибро-перкуSSIONное воздействие можно применять в перерывах игрового процесса, соревновательного и тренировочного периодов как дополнительный метод активации мышц за

короткий промежуток времени.

5. Студентам, занимающимся игровым видом спорта и имеющим нарушение осанки по типу «сутулость», целесообразно включать сочетание упражнений в координационной локомоторной тренировке (CLT) на основе PNF и одновременного использования локального вибро-перкуSSIONного воздействия в вертикальном положении тела в качестве разминки до начала тренировочного или игрового процессов, приводящее к значимому улучшению постральных показателей и повышению функциональной силы ягодичных мышц в положении стоя на одной ноге.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алексеев К.А., Епишев В.В, Исаев А.П., Хоменко Р.В., и Сумак Е.Н. "Структурно - функциональные и энергетические особенности постурологических характеристик, состояния позвоночника и состава тела тяжелоатлетов высокой спортивной квалификации" Человек. Спорт. Медицина, 2014, Т.14. №1. С. 43-53.
2. Анохин П. К. Очерки по физиологии функциональных систем. - М., 1975. – С. 40-58.
3. Бернштейн Н.А. Избранные труды по биомеханике и кибернетике / Н.А. Бернштейн. - М.: СпортАкадемПресс, 2001. С. 296.
4. Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханов А.И. Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии. – М.: Медика, С. 2005. – 256.
5. Беляев А.Ф., Цветкова М.Д., Кожура Н.А. Оценка двигательного стереотипа спортсменов в игровых видах спорта. // Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Методы оценки и повышения работоспособности у спортсменов». - СПб.: ГОУ ВПО "Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова" МЗ РФ, 2013. С. 65-69.
6. Верхошанский, Ю.В. Основы специальной физической подготовки спортсменов: моногр. - М.: Физкультура и спорт, 1988. С. 327.
7. Гаже П.М. Постурология. Регуляция и нарушение равновесия тела человека. – СПб.: Изд-во СПбМАПО, 2008. С. 316.
8. Гайдук А.А. и Сарнадский В.Н.. "Классификация фронтальных искривлений позвоночника на фоне перекоса таза у детей и подростков по данным компьютерной оптической топографии" Хирургия позвоночника, №1, 2011. С. 33-40.

9. Голдырев А.Ю. Физиология асимметрии, фронтальные нарушения осанки, сколиоз и сколиотическая болезнь. Вестник новых мед. технологий. - 2000. - Т.7, №1. С. 88.
10. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. М.: Наука; 1965. С. 256.
11. Дидур М.Д., Потапчук А.А. Осанка и физическое развитие детей. СПб.: Речь, 2001.
12. Н.А. Зеленская, Н.В. Березовская, И.Т. Выходец. Использование топографической фотометрии в коррекции физических нагрузок. Журнал российской ассоциации по спортивной медицине и реабилитации больных и инвалидов. №3(16) 2005. С. 22.
13. Исаев А.П., Алексеев К.А., Меньшикова Н.В., Смирнов А.С., Хоменко Р.В., Рычкова Л.С. "Взаимосвязи между показателями трехмерного сканирования позвоночника, компонентов состава тела и стабилотрии у тяжелоатлетов высшей спортивной квалификации" Человек. Спорт. Медицина, Т.15, №1, 2015. С. 14-23.
14. Киселев Д.А., Лайшева О.А. Стабилотрия в диагностике и лечении нарушения осанки, сколиоза. Детская больница, 2014. 4(58): С. 25-34.
15. Коновалова Н.Г., Штоль А.С. Особенности постуральной регуляции регбистов по данным стабилотрии. Спортивная медицина: наука и практика, 2020. 10(3): С. 40-46.
16. Кубряк О.В., Гроховский С.С., Исакова Е.В., Котов С.В. Биологическая обратная связь по опорной реакции: методология и терапевтические аспекты. - М.: Маска, 2015. С. 128.
17. Новикова Е.С., Чернышева М.Д., Сулимов А.А. Сравнительная характеристика отдельных стабилотрических показателей у спортсменов в различных видах спорта. Смоленский медицинский альманах, 2018. (2). С. 50–515.

18. Осипов А. Ю. Влияние пандемии COVID-19 на физическую активность студенческой молодежи. Ученые записки университета им. П. Ф. Лесгафта, 2021. №3 (193). С. 313—317.
19. Сарайкин Д.А., Епишев В.В, Павлова В.И, и Камскова Ю.Г. "Динамика постурального баланса в вертикальной позе тхэквондистов высокой квалификации в годовом макроцикле" Человек. Спорт. Медицина, Т.17, №3, 2017. С. 25-34.
20. Сковорцов Д. В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. М.: МБН, 2000. С. 189.
21. Сковорцов Д. В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия. М.: Науч-мед. фирма МБН, 2007.С. 617.
22. Сковорцов Д.В., Иванова Г.Е., Поляев Б.А., Стаховская Л.В. Диагностика и тестирование двигательной патологии инструментальными средствами. // Вестник восстановительной медицины, 2013. №5. С. 74-78.
23. Толстова Т.И., Козеевская Н.А. Современные представления об осанке / Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова, 2017. Т. 25. №1. С. 149-156.
24. Трепова А.С., и Ерёмушкин М.А.. «Динамика изменений силовых характеристик двуглавой мышцы плеча под влиянием разнохарактерных вибрационных воздействий» Вестник восстановительной медицины, Т.20, №2, 2021. С. 62-68.
25. Мельников А.А., Савин А.А., Емельянова Л.В., Викулов А.Д. Сравнительный анализ регуляции вертикальной позы у борцов разной спортивной квалификации // Физиология человека. 2011. Т.37. №5. С. 113—119.
26. Мельников А.А. Сравнение постуральной устойчивости у спортсменов с разной направленностью тренировочного процесса. Физическое воспитание и спортивная тренировка. 2019. (2). С. 60-71.

27. Могендович М.Р., Темкин И.Б. Физиологические основы лечебной физической культуры. – Ижевск: Удмуртия, 1975. С. 199.
28. Муравьева Н.В., Еремушкин М.А. Постуральные нарушения у пациентов с врожденным укорочением нижней конечности // Врач-аспирант. 2014. №4(65). С. 40-45.
29. Мухаметова Э.Р., Грубер Н.М., Мухаметшина Е.А., Балтина Т.В.. "Эффекты вибрационного раздражения миогенных триггерных точек трапецевидных мышц на постуральную устойчивость" Практическая медицина, 2017. №8 (109). С. 95-98.
30. Цыкунов М.Б., Малахов О.А., Поляев Б.А. Диагностика и консервативная коррекция статических деформаций. – М.: РАСМИРБИ, 2004. С. 121.
31. Adler SS, Beckers D, Buck M. PNF in practice: an illustrated guide. 3rd ed. Heidelberg.Springer. 2008.
32. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. Curr Sports Med Rep. 2008 Feb;7(1):39-44.
33. Alghadir AH, Anwer S, Zafar H, Iqbal ZA. Effect of localised vibration on muscle strength in healthy adults: a systematic review. Physiotherapy. 2018. Mar;104(1):18-24.
34. Alves, Rennie & Borel, Wyngrid & Rossi, Barbara & Vicente, Eduardo & Chagas, Paula & Felício, Diogo. 2018. Test-retest reliability of baropodometry in young asymptomatic individuals during semi static and dynamic analysis. Fisioterapia em Movimento. 31.10.1590/1980-5918.
35. Andreeva A, Melnikov A, Skvortsov D, Akhmerova K, Vavaev A, Golov A, Draugelite V, Nikolaev R, Chechelnickaia S, Zhuk D, Bayerbakh A, Nikulin V, Zemková E. Postural Stability in Athletes: The Role of Age, Sex, Performance Level, and Athlete Shoe Features. Sports (Basel). 2020. Jun 17;8(6):89.
36. Andreeva A, Melnikov A, Skvortsov D, Akhmerova K, Vavaev A, Golov A, Draugelite V, Nikolaev R, Chechelnickaia S, Zhuk D, Bayerbakh A, Nikulin V,

- Zemková E. Postural stability in athletes: The role of sport direction. *Gait Posture*. 2021 Sep;89: P. 120-125. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.07.005. Epub 2021. Jul. 12.
37. Aoi S, Funato T. Neuromusculoskeletal models based on the muscle synergy hypothesis for the investigation of adaptive motor control in locomotion via sensory-motor coordination. *Neurosci Res*. 2016 Mar;104: 88-95.
38. Arab AM, Soleimanifar M, Nourbakhsh MR. Relationship Between Hip Extensor Strength and Back Extensor Length in Patients With Low Back Pain: A Cross-Sectional Study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2019. Feb;42(2):125-131.
39. Arampatzis A, Frank J, Laube G, Mersmann F. Trunk muscle strength and lumbo-pelvic kinematics in adolescent athletes: Effects of age and sex. *Scand J Med Sci Sports*. 2019. Nov.; 29(11): 1691-1698.
40. Arendt J. Melatonin, circadian rhythms, and sleep. *N Engl J Med*. 2000. Oct. 12; 343(15): 1114-6.
41. Baldini A, Nota A, Assi V, Ballanti F, Cozza P. Intersession reliability of a posturo-stabilometric test, using a force platform. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013. Dec.;23(6):1474-9.
42. Ball KA, Best RJ, Wrigley TV. Body sway, aim point fluctuation and performance in rifle shooters: inter- and intra-individual analysis. *J Sports Sci*. 2003. Jul;21(7): P. 559-66.
43. Barboza SD, Joseph C, Nauta J, van Mechelen W, Verhagen E. Injuries in Field Hockey Players: A Systematic Review. *Sports Med*. 2018. Apr;48(4):849-866.
44. Barnett S., Cunningham J.L, West S. A. Comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001. May;16(4):353-7.
45. Bayartai ME, Ferreira PH, Pappas E, Pinheiro MB, Dambadarjaa B, Khuyagbaatar E, Sullivan J. Genetic and environmental effects on lumbar posture, flexibility and motion control in healthy adults. *Musculoskelet Sci Pract*. 2020. Dec.;50:102253.
46. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM; Canadian Society for

Exercise Physiology. Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2010. Feb.;35(1):109-12.

47. Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey WA, MacKinnon SN. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res*. 2005. Feb;19(1):193-201.

48. Ben Moussa Zouita A, Ben Salah FZ, Dziri C, Beardsley C. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *J Exerc Rehabil*. 2018. Feb. 26;14(1):72-77.

49. Benedetti MG, Boccia G, Cavazzuti L, Magnani E, Mariani E, Rainoldi A, Casale R. Localized muscle vibration reverses quadriceps muscle hypotrophy and improves physical function: a clinical and electrophysiological study. *Int J Rehabil Res*. 2017. Dec;40(4):339-346.

50. Berdishevsky H, Lebel VA, Bettany-Saltikov J, Rigo M, Lebel A, Hennes A, Romano M, Białek M, M'hango A, Betts T, de Mauroy JC, Durmala J. Physiotherapy scoliosis-specific exercises - a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis Spinal Disord*. 2016. Aug 4;11:20.

51. Beretta VS, Gobbi LT, Lirani-Silva E, Simieli L, Orcioli-Silva D, Barbieri FA. Challenging Postural Tasks Increase Asymmetry in Patients with Parkinson's Disease. *PLoS One*. 2015. Sep. 14;10(9):e0137722.

52. Betsch M, Furian T, Quack V, Rath B, Wild M, Rapp W. Effects of athletic training on the spinal curvature in child athletes. *Res Sports Med*. 2015. 23(2):190-202.

53. Bettany-Saltikov J, Parent E, Romano M, Villagrasa M, Negrini S. Physiotherapeutic scoliosis-specific exercises for adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2014. Feb; 50(1):111-21. Epub 2014 Feb 13.

54. Bieć E, Kuczyński M. Postural control in 13-year-old soccer players. *Eur J Appl Physiol*. 2010. Nov;110(4):703-8.

55. Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture*. 2003. Feb;17(1):68-74.
56. Bishop BN, Greenstein J, Etnoyer-Slaski JL, Sterling H, Topp R. Electromyographic Analysis of Gluteus Maximus, Gluteus Medius, and Tensor Fascia Latae During Therapeutic Exercises With and Without Elastic Resistance. *Int J Sports Phys Ther*. 2018 Aug;13(4):668-675.
57. Bishop C, Turner A, Read P. Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. *J Sports Sci*. 2018. May; 36(10):1135-1144.
58. Brown SR, Brughelli M, Lenetsky S. Profiling Single-Leg Balance by Leg Preference and Position in Rugby Union Athletes. *Motor Control*. 2018. Apr 1;22(2):183-198.
59. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002. Nov-Dec;17(9-10):666-77.
60. Contaldo C, Högger DC, Khorrami Borozadi M, Stotz M, Platz U, Forster N, Lindenblatt N, Giovanoli P. Radial pressure waves mediate apoptosis and functional angiogenesis during wound repair in ApoE deficient mice. *Microvasc Res*. 2012. Jul;84(1):24-33.
61. Császár NB, Angstman NB, Milz S, Sprecher CM, Kobel P, Farhat M, Furia JP, Schmitz C. Radial Shock Wave Devices Generate Cavitation. *PLoS One*. 2015. Oct 28;10(10):e0140541.
62. Custer L, Peer KS, Miller L. The Effects of Local Vibration on Balance, Power, and Self-Reported Pain After Exercise. *J Sport Rehabil*. 2017. May; 26(3):193-201.
63. Crisafulli A, Pagliaro P. Physical activity/inactivity and COVID-19. *Eur J Prev Cardiol*. 2022. Jan 11; 28(16): 24-26.
64. Czenczek-Lewandowska E, Leszczak J, Wszyńska J, Baran J, Weres A, Lewandowski B. The Role of Physical Activity in the Reduction of Generalised

- Anxiety Disorder in Young Adults in the Context of COVID-19 Pandemic. *Int J Environ Res Public Health*. 2022. Sep 5;19(17):11086.
65. Degenhardt B, Starks Z, Bhatia S, Franklin GA. Appraisal of the DIERS method for calculating postural measurements: an observational study. *Scoliosis Spinal Disord*. 2017 Sep 26;12:28.
66. Dello Iacono A, Padulo J, Ayalon M. Core stability training on lower limb balance strength. *J Sports Sci*. 2016; 34(7):671-8.
67. Deschamps K, Staes F, Peerlinck K, Van Geet K, Hermans C, Lobet S. Postural control of typical developing boys during the transition from double-leg stance to single-leg stance. *Eur J Pediatr*. 2017. Feb;176(2):273-278.
68. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009. Jul;39(7):532-40.
69. Ebert JR, Edwards PK, Fick DP, Janes GC. A Systematic Review of Rehabilitation Exercises to Progressively Load the Gluteus Medius. *J Sport Rehabil*. 2017 Sep;26(5):418-436.
70. Filipcic, Ales & Filipčič, Tjaša. The relationship of tennis-specific motor abilities and the competition efficiency of young female tennis players. *Kinesiology*. 2005. 37. 164-172.
71. Fong DT, Ha SC, Mok KM, Chan CW, Chan KM. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: five cases from televised tennis competitions. *Am J Sports Med*. 2012 Nov;40(11):2627-32.
72. Fortin M, Yuan Y, Battié MC. Factors associated with paraspinal muscle asymmetry in size and composition in a general population sample of men. *Phys Ther*. 2013 Nov;93(11):1540-50.
73. Foss KDB, Thomas S, Khoury JC, Myer GD, Hewett TE. A School-Based Neuromuscular Training Program and Sport-Related Injury Incidence: A Prospective Randomized Controlled Clinical Trial. *J Athl Train*. 2018 Jan;53(1):20-28.

74. Fukuda T. The stepping test: two phases of the labyrinthine reflex. *Acta Otolaryngol.* 1959 Mar-Apr;50(2):95-108.
75. Gadotti, Inae Caroline. “Measurement properties of the sagittal craniocervical posture photogrammetry.”, 2010.
76. Gagey PM, Weber B. Study of intra-subject random variations of stabilometric parameters. *Med Biol Eng Comput.* 2010 Aug;48(8):833-5.
77. Gallotta MC, Bonavolontà V, Emerenziani GP, Franciosi E, Tito A, Guidetti L, Baldari C. Acute effects of two different tennis sessions on dorsal and lumbar spine of adult players. *J Sports Sci.* 2015;33(11):1173-81.
78. Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993 Nov;74(11):1144-50. .
79. Giacomozzi C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. *Gait Posture.* 2010 May;32(1):141-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.014. Epub 2010 Apr 15.
80. Giacomozzi C. Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems. *Ann Ist Super Sanita.* 2010;46(2):158-67.
81. Goebel RT, Kleinöder H, Yue Z, Gosh R, Mester J. Effect of Segment-Body Vibration on Strength Parameters. *Sports Med Open.* 2015;1(1):14.
82. Grabara M. Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes. *Biol Sport.* 2015 Mar;32(1):79-85.
83. Grabara, Małgorzata & Hadzik, Andrzej. (2009). The body posture in young athletes compared to their peers. *Medycyna Sportowa.* 25. 115-124.
84. Greenfield B, Catlin PA, Coats PW, Green E, McDonald JJ, North C. Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995 May;21(5):287-95.
85. Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their

- association with pain in two age groups of healthy subjects. *Phys Ther.* 1992 Jun;72(6):425-31.
86. Grossman DC, Curry SJ, Owens DK, Barry MJ, Davidson KW, Doubeni CA, Epling JW Jr, Kemper AR, Krist AH, Kurth AE, Landefeld CS, Mangione CM, Phipps MG, Silverstein M, Simon MA, Tseng CW. Screening for Adolescent Idiopathic Scoliosis: US Preventive Services Task Force Recommendation Statement. *JAMA.* 2018 Jan 9;319(2):165-172.
 87. Guidetti L, Bonavolontà V, Tito A, Reis VM, Gallotta MC, Baldari C. Intra- and interday reliability of spine rasterstereography. *Biomed Res Int.* 2013;2013:745480.
 88. Guimarães, MMB & Sacco, Isabel & João, Sílvia. Postural characterization of young participants in Olympic gymnastics. *Brazilian Journal of Physical Therapy.* 2007. 11. 213-219.
 89. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture.* 2008 May;27(4):706-9.
 90. Harrison AL, Barry-Greb T, Wojtowicz G. Clinical measurement of head and shoulder posture variables. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996 Jun;23(6):353-61.
 91. Haydt R, Pheasant S, Lawrence K. The incidence of low back pain in ncaa division i female field hockey players. *Int J Sports Phys Ther.* 2012 Jun;7(3):296-305.
 92. Hlaing SS, Puntumetakul R, Khine EE, Boucaut R. Effects of core stabilization exercise and strengthening exercise on proprioception, balance, muscle thickness and pain related outcomes in patients with subacute nonspecific low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2021 Nov 30;22(1):998.
 93. Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance. *Sports Med.* 2011 Mar 1;41(3):221-32.
 94. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Med.* 2007;37(6):547-56.
 95. Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Doré J, Marceau P, Marceau S,

- Tremblay A, Teasdale N. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture*. 2007 Jun;26(1):32-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.005. Epub 2006 Aug 22.
96. Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, Hupperets MD, van Dieën JH. The effect of leg preference on postural stability in healthy athletes. *J Biomech*. 2014 Jan 3;47(1):308-12.
97. Hébert-Losier K, Murray L. Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures: A systematic review. *Gait Posture*. 2020 Jan;75:46-62.
98. Imtiyaz S, Veqar Z, Shareef MY. To Compare the Effect of Vibration Therapy and Massage in Prevention of Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS). *J Clin Diagn Res*. 2014 Jan;8(1):133-6.
99. Ingenen B, Malfait B, Nijs S, Peers KH, Vereecken S, Verschueren SM, Janssens L, Staes FF. Postural Stability During Single-Leg Stance: A Preliminary Evaluation of Noncontact Lower Extremity Injury Risk. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2016 Aug;46(8):650-7.
100. Iodice P, Bellomo RG, Gialluca G, Fanò G, Saggini R. Acute and cumulative effects of focused high-frequency vibrations on the endocrine system and muscle strength. *Eur J Appl Physiol*. 2011 Jun;111(6):897-904.
101. Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci*. 1999 Mar;17(3):177-82.
102. Iunes, Denise & Bevilaqua-Grossi, Débora & Oliveira, Anamaria & Castro, FA & HS, Salgado. Comparative analysis between visual and computerized photogrammetry postural assessment. *Revista Brasileira De Fisioterapia - REV BRAS FISIOTER*. 2009. 13. 10.1590/S1413-35552009005000039.
103. Izquierdo-Renau M, Pérez-Soriano P, Ribas-García V, Queralt A. Intra and intersession repeatability and reliability of the S-Plate pressure platform. *Gait Posture*. 2017 Feb;52:224-226.
104. JY, Park GD, Lee SG, Lee JC. The effect of scoliosis angle on center of gravity

sway. J Phys Ther Sci. 2013 Dec;25(12):1629-31.

105. Jeon K, Kim S. Effect of unilateral exercise on spinal and pelvic deformities, and isokinetic trunk muscle strength. J Phys Ther Sci. 2016 Mar;28(3):844-9.

106. Kapteyn TS, Bles W, Njikiktijen CJ, Kodde L, Massen CH, Mol JM. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. Agressologie. 1983 Jun;24(7):321-6.

107. Katarzyna WC, Ewa S, Agnieszka G, Mirosław M, Marta N, Paweł O, Iwona TB. Evaluation of Anterior-Posterior Spine Curvatures and Incidence of Sagittal Defects in Children and Adolescents Practicing Traditional Karate. Biomed Res Int. 2019 Apr 28;2019:9868473.

108. Kernozek TW, Zimmer KA. Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running. Foot Ankle Int. 2000 Sep;21(9):749-52.

109. Khosrokiani Z, Letafatkar A, Sheikhi B, Thomas AC, Aghaie-Ataabadi P, Hedayati MT. Hip and Core Muscle Activation During High-Load Core Stabilization Exercises. Sports Health. 2022 May-Jun;14(3):415-423.

110. Kiliñç, Fatih & Yaman, Hakan & Atay, Emrah. Investigation of the Effects of Intensive One-Sided and Double-Sided Training Drills on the Postures of Basketball Playing Children. Journal of Physical Therapy Science - J PHYS THER SCI. 2009. 21. 23-28. 10.1589/jpts.21.23.

111. Kim JC, Lim JH. The effects of coordinative locomotor training on coordination and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled pilot trial. J Exerc Rehabil. 2018 Dec 27;14(6):1010-1016.

112. Kim, Jin-Cheol, et al. "Effect of Coordinative Locomotor Training on Balance and Plantar Foot Pressure in Scoliosis Patients -A Single Subject Study-." PNF and Movement, vol. 15, no. 3, 대한고유수용성신경근촉진법학회, Dec. 2017. P. 227-236.

113. King AC, Wang Z. Asymmetrical stabilization and mobilization exploited during

- static single leg stance and goal directed kicking. *Hum Mov Sci.* 2017 Aug;54:182-190.
114. Kostiukow A, Rostkowska E, Samborski W. Assessment of postural balance function. *Ann Acad Med Stetin.* 2009;55(3):102-9.
115. Kümmel J, Kramer A, Giboin LS, Gruber M. Specificity of Balance Training in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2016 Sep;46(9):1261-71.
116. Lanska DJ, Goetz CG. Romberg's sign: development, adoption, and adaptation in the 19th century. *Neurology.* 2000 Oct 24;55(8):1201-6.
117. Lehmann T, Paschen L, Baumeister J. Single-Leg Assessment of Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med Open.* 2017 Aug 29;3(1):32.
118. Lemoyne J, Poulin C, Richer N, Bussi res A. Analyzing injuries among university-level athletes: prevalence, patterns and risk factors. *J Can Chiropr Assoc.* 2017 Aug;61(2):88-95.
119. Leppänen M, Aaltonen S, Parkkari J, Heinonen A, Kujala UM. Interventions to prevent sports related injuries: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Sports Med.* 2014 Apr;44(4):473-86.
120. Liang Y, Hiley M, Kanosue K. The effect of contact sport expertise on postural control. *PLoS One.* 2019 Feb 14;14(2):e0212334.
121. Lim, Jae-Heon, et al. "The Combination of PNF Patterns for Coordinative Locomotor Training." *PNF and Movement*, vol.11, no.1, 대한고유수용성신경근촉진법학회, June 2013, P. 17–25.
122. Loudon JK, Reiman MP, Sylvain J. The efficacy of manual joint mobilisation/manipulation in treatment of lateral ankle sprains: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2014 Mar;48(5):365-70.
123. López-Valenciano A, Suárez-Iglesias D, Sanchez-Lastra MA, Ay n C. Impact of COVID-19 Pandemic on University Students' Physical Activity Levels: An Early

Systematic Review. *Front Psychol.* 2021 Jan 15;11:624567.

124. Lynall RC, Mihalik JP, Pierpoint LA, Currie DW, Knowles SB, Wasserman EB, Dompier TP, Comstock RD, Marshall SW, Kerr ZY. The First Decade of Web-Based Sports Injury Surveillance: Descriptive Epidemiology of Injuries in US High School Boys' Ice Hockey (2008-2009 Through 2013-2014) and National Collegiate Athletic Association Men's and Women's Ice Hockey (2004-2005 Through 2013-2014). *J Athl Train.* 2018 Dec;53(12):1129-1142.

125. Macadam P, Cronin J, Contreras B. An examination of the gluteal muscle activity Associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: A Systematic Review. *Int J Sports Phys Ther.* 2015 Oct;10(5):573-91.

126. Malliou, Paraskevi & Gioftsidou, Asimenia & Pafis, G. & Beneka, Anastasia & Godolias, G.. Proprioceptive training (balance exercises) reduces lower extremity injuries in young soccer players. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation.* 2004. 17. 101-104. 10.3233/BMR-2004-173-403.

127. Maluf KS, Morley RE Jr, Richter EJ, Klaesner JW, Mueller MJ. Monitoring in-shoe plantar pressures, temperature, and humidity: reliability and validity of measures from a portable device. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Aug;82(8):1119-27.

128. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med.* 2000 Oct;10(4):239-44.

129. Meli A, Aud BM, Aud ST, Aud RG, Cristofari E. Vestibular function after cochlear implant surgery. *Cochlear Implants Int.* 2016 May;17(3):151-7.

130. Micarelli A, Vizziano A, Augimeri I, Micarelli B, Alessandrini M. Age-related Assessment of Postural Control Development: A Cross-sectional Study in Children and Adolescents. *J Mot Behav.* 2020;52(4):418-426.

131. Mischi M, Cardinale M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Mar;41(3):645-53.

132. Mocanu GD, Murariu G, Onu I, Badicu G. The Influence of Gender and the Specificity of Sports Activities on the Performance of Body Balance for Students of

the Faculty of Physical Education and Sports. *Int J Environ Res Public Health*. 2022 Jun 23;19(13):7672.

133. Mohammadi F, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M, Khorrami M, Negahban H. Static and dynamic postural control in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012 Aug;20(8):1603-10.

134. Mohokum M, Schüle S, Skwara A. The Validity of Rasterstereography: A Systematic Review. *Orthop Rev (Pavia)*. 2015 Sep 28;7(3):5899.

135. Mononen K, Kontinen N, Viitasalo J, Era P. Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. *Scand J Med Sci Sports*. 2007 Apr;17(2):180-5.

136. Montgomery T, Boocock M, Hing W. The effects of spinal posture and pelvic fixation on trunk rotation range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Aug;26(7):707-12.

137. Moran K, McNamara B, Luo J. Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic bicep curls. *Med Sci Sports Exerc*. 2007 Mar;39(3):526-33.

138. Muehlbauer T, Mettler C, Roth R, Granacher U. One-leg standing performance and muscle activity: are there limb differences? *J Appl Biomech*. 2014 Jun;30(3):407-14.

139. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2010 Jan;13(1):2-12.

140. Murphy DF, Beynnon BD, Michelson JD, Vacek PM. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot Ankle Int*. 2005 Feb;26(2):171-9.

141. Muyor JM, Alacid F, López-Miñarro PA. Influence of hamstring muscles extensibility on spinal curvatures and pelvic tilt in highly trained cyclists. *J Hum*

Kinet. 2011 Sep;29:15-23.

142. Nacci A, Ferrazzi M, Berrettini S, Panicucci E, Matteucci J, Bruschini L, Ursino F, Fattori B. Vestibular and stabilometric findings in whiplash injury and minor head trauma. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2011 Dec;31(6):378-89.

143. Narouei S, Barati AH, Akuzawa H, Talebian S, Ghiasi F, Akbari A, Alizadeh MH. Effects of core stabilization exercises on thickness and activity of trunk and hip muscles in subjects with nonspecific chronic low back pain. *J Bodyw Mov Ther.* 2020 Oct;24(4):138-146.

144. Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, Czaprowski D, Schreiber S, de Mauroy JC, Diers H, Grivas TB, Knott P, Kotwicki T, Lebel A, Marti C, Maruyama T, O'Brien J, Price N, Parent E, Rigo M, Romano M, Stikeleather L, Wynne J, Zaina F. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis Spinal Disord.* 2018 Jan 10;13:3.

145. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010 Feb;40(2):82-94.

146. Niekerk SM, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Schreve K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008 Aug 20;9:113.

147. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther.* 2000 Apr;80(4):399-409.

148. Ozmen T, Aydogmus M. Effect of core strength training on dynamic balance and agility in adolescent badminton players. *J Bodyw Mov Ther.* 2016 Jul;20(3):565-70.

149. PNF in Lokomotion, «Let's sprint, Let's skate», Springer-Verlag, by Britta Dietz, 2017.

150. Paillard T, Noé F. Does monopodal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Hum Mov Sci.* 2020 Dec;74:102686.

151. Paillard T, Noé F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *Biomed Res Int.* 2015;2015:891390.

152. Paillard T. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neurosci Biobehav Rev*. 2017 Jan;72:129-152.
153. Paillard T. Relationship Between Sport Expertise and Postural Skills. *Front Psychol*. 2019 Jun 25;10:1428.
154. Palano D, Molinari G, Cappelletto M, Guidetti G, Vernole B. L'emploi de la stabilométrie assistée par ordinateur dans le diagnostic des troubles crânio-mandibulaires (TCM) [The use of computer-assisted stabilometry in the diagnosis of craniomandibular disorders]. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol*. 1994 Mar-Jun;37(1-2):19-22.
155. Pamukoff DN, Ryan ED, Blackburn JT. The acute effects of local muscle vibration frequency on peak torque, rate of torque development, and EMG activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014 Dec;24(6):888-94.
156. Paquet N, Taillon-Hobson A, Lajoie Y. Fukuda and Babinski-Weil tests: within-subject variability and test-retest reliability in nondisabled adults. *J Rehabil Res Dev*. 2014;51(6):1013-22.
157. Peer KS, Barkley JE, Knapp DM. The acute effects of local vibration therapy on ankle sprain and hamstring strain injuries. *Phys Sportsmed*. 2009 Dec;37(4):31-8.
158. Perez C, Chen H, Matula TJ, Karzova M, Khokhlova VA. Acoustic field characterization of the Duolith: measurements and modeling of a clinical shock wave therapy device. *J Acoust Soc Am*. 2013 Aug;134(2):1663-74.
159. Pietrangelo T, Mancinelli R, Toniolo L, Cancellara L, Paoli A, Puglielli C, Iodice P, Doria C, Bosco G, D'Amelio L, di Tano G, Fulle S, Saggini R, Fanò G, Reggiani C. Effects of local vibrations on skeletal muscle trophism in elderly people: mechanical, cellular, and molecular events. *Int J Mol Med*. 2009 Oct;24(4):503-12.
160. Post EG, Trigsted SM, Riekena JW, Hetzel S, McGuine TA, Brooks MA, Bell DR. The Association of Sport Specialization and Training Volume With Injury History in Youth Athletes. *Am J Sports Med*. 2017 May;45(6):1405-1412.
161. Promsri A, Haid T, Federolf P. How does lower limb dominance influence

- postural control movements during single leg stance? *Hum Mov Sci.* 2018 Apr;58:165-174.
162. Putti AB, Arnold GP, Cochrane LA, Abboud RJ. Normal pressure values and repeatability of the Emed ST4 system. *Gait Posture.* 2008 Apr;27(3):501-5.
 163. Radaš J, Bobic TT. Posture in top- level croatian rhythmic gymnasts and non-trainees. *Kinesiology.* 2011;43(1):64-73.
 164. Raffalt PC, Fillingsnes Marker I, Adler AT, Alkjaer T. Dynamics of Postural Control in Elite Sport Rifle Shooters. *J Mot Behav.* 2021;53(1):20-29.
 165. Ramachandra P, Maiya AG, Kumar P. Test-retest reliability of the Win-Track platform in analyzing the gait parameters and plantar pressures during barefoot walking in healthy adults. *Foot Ankle Spec.* 2012 Oct;5(5):306-12.
 166. Reiman MP, Bolgla LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiother Theory Pract.* 2012 May;28(4):257-68.
 167. Rivera JC, Corona BT. Muscle-related Disability Following Combat Injury Increases With Time. *US Army Med Dep J.* 2016 Jan-Mar:30-4. PMID: 26874094.
 168. Robertson JA. F. P. Kendall and E. K. McCreary “Muscles, Testing and Function” (Third Edition). *Br J Sports Med.* 1984 Mar;18(1):25.
 169. Rodríguez-Rubio PR, Bagur-Calafat C, López-de-Celis C, Bueno-Gracia E, Cabanas-Valdés R, Herrera-Pedroviejo E, Girabent-Farrés M. Validity and Reliability of the Satel 40 Hz Stabilometric Force Platform for Measuring Quiet Stance and Dynamic Standing Balance in Healthy Subjects. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 Oct 22;17(21):7733.
 170. Romano M, Negrini A, Parzini S, Tavernaro M, Zaina F, Donzelli S, Negrini S. SEAS (Scientific Exercises Approach to Scoliosis): a modern and effective evidence based approach to physiotherapeutic specific scoliosis exercises. *Scoliosis.* 2015 Feb 5;10:3.
 171. Ruffieux J, Keller M, Lauber B, Taube W. Changes in Standing and Walking

- Performance Under Dual-Task Conditions Across the Lifespan. *Sports Med.* 2015 Dec;45(12):1739-58.
172. Russo L, D'Eramo U, Padulo J, Foti C, Schiffer R, Scoppa F. Day-time effect on postural stability in young sportsmen. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2015 Mar 27;5(1):38-42.
173. Sacco, Isabel & Aliberti, Sandra & Queiroz, BWC & Pripas, D & Kieling, I & Kimura, AA & Sellmer, AE & Malvestio, RA & Sera, MT. Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. *Brazilian Journal of Physical Therapy.* 2007. 11. 411-417.
174. Samson, Monique, and Alan Crowe. "Intra-subject inconsistencies in quantitative assessments of body sway." *Gait & Posture* 4.3, 1996: 252-257.
175. Sanchis-Moysi J, Idoate F, Izquierdo M, Calbet JA, Dorado C. Iliopsoas and gluteal muscles are asymmetric in tennis players but not in soccer players. *PLoS One.* 2011;6(7):e22858.
176. Santos, Mariana & Silva, MPC & Sanada, LS & Alves, CRJ. Photogrammetric postural analysis on healthy seven to ten-year-old children: Interrater reliability. *Brazilian Journal of Physical Therapy.* 2009. 13. 350-355.
177. Sarto F, Cona G, Chiossi F, Paoli A, Bisiacchi P, Patron E, Marcolin G. Dual-tasking effects on static and dynamic postural balance performance: a comparison between endurance and team sport athletes. *PeerJ.* 2020 Sep 16;8:e9765.
178. Saxton JB. Normal and abnormal postures in the sagittal plane and their relationship to low back pain. *Physiotherapy Practice.* 1988;4(2): 94-104.
179. Schmitt H, Dubljanin E, Schneider S, Schiltenswolf M. Radiographic changes in the lumbar spine in former elite athletes. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004 Nov 15;29(22):2554-9.
180. Schmitz C, Császár NB, Rompe JD, Chaves H, Furia JP. Treatment of chronic plantar fasciopathy with extracorporeal shock waves (review). *J Orthop Surg Res.* 2013 Sep 3;8:31.

181. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency. *Gait Posture*. 2013 Feb;37(2):290-2.
182. Sharrock C, Cropper J, Mostad J, Johnson M, Malone T. A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship? *Int J Sports Phys Ther*. 2011 Jun;6(2):63-74.
183. Shepherd RB, Carr JA. New aspects for the physiotherapy of pushing behaviour, D. Broetz and H.-O. Karnath, *Neurorehabilitation* 20 (2005), 133-138. *NeuroRehabilitation*. 2005;20(4):343-5.
184. Singla D, Veqar Z. Methods of postural assessment used for sports persons. *J Clin Diagn Res*. 2014 Apr;8(4):LE01-4.
185. Souron R, Besson T, Lapole T, Millet GY. Neural adaptations in quadriceps muscle after 4 weeks of local vibration training in young versus older subjects. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2018 May;43(5):427-436.
186. Souron R, Farabet A, Féasson L, Belli A, Millet GY, Lapole T. Eight weeks of local vibration training increases dorsiflexor muscle cortical voluntary activation. *J Appl Physiol* (1985). 2017 Jun 1;122(6):1504-1515.
187. Souza JA, Pasinato F, Basso D, Corrêa ECR, da Silva AMT. Biophotogrammetry: reliability of measurements obtained with a posture assessment software (SAPO). *Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum*. 2011;13(4):299-305.
188. Speed C. A systematic review of shockwave therapies in soft tissue conditions: focusing on the evidence. *Br J Sports Med*. 2014 Nov;48(21):1538-42.
189. Stastny P, Tufano JJ, Golas A, Petr M. Strengthening the Gluteus Medius Using Various Bodyweight and Resistance Exercises. *Strength Cond J*. 2016 Jun;38(3):91-101.
190. Stracciolini A, Sugimoto D, Howell DR. Injury Prevention in Youth Sports. *Pediatr Ann*. 2017 Mar 1;46(3):e99-e105.
191. Strobel J, Spengler C, Stefanski M, Friemert B, Palm HG. Einfluss von

- Konstitution und Belastung auf die posturale Stabilität [Influence of bodily constitution and physical activity on postural stability]. *Sportverletz Sportschaden*. 2011 Sep;25(3):159-66. German. doi: 10.1055/s-0029-1246114. Epub 2011 Sep 15.
192. Tankisheva E, Bogaerts A, Boonen S, Delecluse C, Jansen P, Verschueren SM. Effects of a Six-Month Local Vibration Training on Bone Density, Muscle Strength, Muscle Mass, and Physical Performance in Postmenopausal Women. *J Strength Cond Res*. 2015 Sep;29(9):2613-22.
193. Thigpen CA, Padua DA, Michener LA, Guskiewicz K, Giuliani C, Keener JD, Stergiou N. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010 Aug;20(4):701-9.
194. Toivo K, Kannus P, Kokko S, Alanko L, Heinonen OJ, Korpelainen R, Savonen K, Selänne H, Vasankari T, Kannas L, Kujala UM, Villberg J, Parkkari J. Musculoskeletal examination in young athletes and non-athletes: the Finnish Health Promoting Sports Club (FHPSC) study. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2018 May 30;4(1):e000376.
195. US Preventive Services Task Force, Grossman DC, Curry SJ, Owens DK, Barry MJ, Davidson KW, Doubeni CA, Epling JW Jr, Kemper AR, Krist AH, Kurth AE, Landefeld CS, Mangione CM, Phipps MG, Silverstein M, Simon MA, Tseng CW. Screening for Adolescent Idiopathic Scoliosis: US Preventive Services Task Force Recommendation Statement. *JAMA*. 2018 Jan 9;319(2):165-172.
196. Uetake T, Ohtsuki F, Tanaka H, Shindo M. The vertebral curvature of sportsmen. *J Sports Sci*. 1998;16(7):621-8.
197. Vařeková R, Vařeka I, Janura M, Svoboda Z, Elfmark M. Evaluation of postural asymmetry and gross joint mobility in elite female volleyball athletes. *J Hum Kinet*. 2011 Sep;29:5-13.
198. Wang CJ. Extracorporeal shockwave therapy in musculoskeletal disorders. *J Orthop Surg Res*. 2012 Mar 20;7:11.
199. Wang Z, Newell KM. Footedness exploited as a function of postural task

asymmetry. *Laterality*. 2013;18(3):303-18.

200. Weiss HR, Negrini S, Hawes MC, Rigo M, Kotwicki T, Grivas TB, Maruyama T; members of the SOSORT. Physical exercises in the treatment of idiopathic scoliosis at risk of brace treatment -- SOSORT consensus paper 2005. *Scoliosis*. 2006 May 11;1:6.

202. Williams MD, Ramirez-Campillo R, Chaabene H, Moran J. Neuromuscular Training and Motor Control in Youth Athletes: A Meta-Analysis. *Percept Mot Skills*. 2021 Oct;128(5):1975-1997.

203. Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ, Moga PJ. The association between athletic training time and the sagittal curvature of the immature spine. *Am J Sports Med*. 2000 Jul-Aug;28(4):490-8.

204. Yang S, Chen C, Du S, Tang Y, Li K, Yu X, Tan J, Zhang C, Rong Z, Xu J, Wu W, Luo F. Assessment of isokinetic trunk muscle strength and its association with health-related quality of life in patients with degenerative spinal deformity. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020 Dec 9;21(1):827.

205. Zago M, Moorhead AP, Bertozzi F, Sforza C, Tarabini M, Galli M. Maturity offset affects standing postural control in youth male soccer players. *J Biomech*. 2020 Jan 23;99:109523.

206. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*. 2007 Jul;35(7):1123-30.

207. Zemková E, Zapletalová L. The Role of Neuromuscular Control of Postural and Core Stability in Functional Movement and Athlete Performance. *Front Physiol*. 2022 Feb 24;13:796097.

208. Zemková E. Physiological Mechanisms of Exercise and Its Effects on Postural Sway: Does Sport Make a Difference? *Front Physiol*. 2022 Feb 14;13:792875.

209. Zemková E. Sport-specific balance. *Sports Med*. 2014 May;44(5):579-90.