

B.427041

75

M 482

А. А. МЕЛЬНИКОВ

А. Д. ВИКУЛОВ

М. В. МАЛАХОВ

ФУНКЦИЯ РАВНОВЕСИЯ У СПОРТСМЕНОВ-БОРЦОВ



Министерство образования и науки Российской Федерации
ФГБОУ ВПО «Ярославский государственный педагогический
университет им. К.Д. Ушинского»

А. А. МЕЛЬНИКОВ
А. Д. ВИКУЛОВ
М. В. МАЛАХОВ

ФУНКЦИЯ РАВНОВЕСИЯ У СПОРТСМЕНОВ-БОРЦОВ

ЯРОСЛАВЛЬ
2016

БИБЛИОТЕКА
ЯРОСЛАВСКОГО
ПЕДУНИВЕРСИТЕТА

B. 427041

УДК 612.886
ББК 75.0
М482

Печатается по решению
редакционно-издательского
совета ЯГПУ имени К.Д. Ушинского

Рецензенты:

9764 Директор института медико-биологических исследований
ФГАОУ ВО «Северный (Арктический) федеральный универси-
тет имени М.В. Ломоносова» доктор медицинских наук, профес-
сор, заслуженный деятель науки РФ, заслуженный работник
высшей школы РФ, **А.В. Грибанов**

Заведующая кафедрой физиологии ФГБОУ ВПО «Кубанский
государственный университет физической культуры, спорта и
туризма» доктор медицинских наук, профессор

Е.М. Бердичевская

Мельников, А. А., Викулов, А. Д., Малахов, М. В.

М48 Функция равновесия у спортсменов-борцов [Текст]: мо-
нография. – Ярославль: РИО ЯГПУ, 2016. – 149 с.

ISBN 978-5-00089-101-8

Монография посвящена проблемам физиологии функции равновесия у спортсменов-борцов. Рассматриваются принципы функционирования системы регуляции вертикальной позы, а также ее совершенствование в процессе долговременных занятий спортом вообще и единоборствами в частности. Данные вопросы рассматриваются на основе собственных результатов, полученных с использованием стабилорафии. Монография может представлять интерес для специалистов физиологии равновесия, студентов, аспирантов и тренеров в области спортивных единоборств.

УДК 612.886
ББК 75.0

ISBN 978-5-00089-101-8

© ФГБОУ ВПО «Ярославский
государственный педагогический
университет имени К.Д. Ушин-
ского», 2016

© Коллектив авторов, 2016

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	6
Биомеханика равновесия	7
Физиология равновесия	12
Система регуляции позы	13
Сенсорные системы	15
Зрительная сенсорная система	15
Вестибулярная сенсорная система	16
Проприоцептивная сенсорная система	17
Мышечная система	19
Центральная нервная система	20
Постуральные движения и стратегии в системе регуляции позы	30
Интеграция сенсорных компонентов системы регуляции позы	38
Регуляция позы и потребность во внимании	38
Стабилометрия как метод оценки устойчивости вертикальной позы	39
Регуляция вертикальной позы у спортсменов	53
Функция равновесия у представителей разных видов спорта	56
Спортивная квалификация и устойчивость вертикальной позы	77
Влияние антропометрических данных на постуральную устойчивость у спортсменов	81
Влияние утомления на устойчивость вертикальной позы	88

Влияние субмаксимальной нагрузки на устойчивость позы у спортсменов _____	88
Влияние умеренной нагрузки на устойчивость позы у спортсменов _____	95
Механизмы снижения устойчивости вертикальной позы под влиянием утомления _____	98
Сравнение эффектов утомления постуральных и непостуральных мышц на вертикальную устойчивость у спортсменов _____	100
Скорость восстановления постуральной устойчивости после физической нагрузки у спортсменов _____	107
Способность к произвольному управлению вертикальной позой у спортсменов-борцов _____	112
Спортивная квалификация и способность к управлению вертикальной позой _____	117
Заключение _____	124
Библиографический список _____	130
Приложение _____	145
Сведения об авторах _____	149

Список сокращений

- КМС – кандидаты в мастера спорта
ЛСС – средняя линейная скорость колебания ЦД
ЛССф(с) – средняя линейная скорость во фронтальной (сагиттальной) плоскости
МС – мастера спорта
ОС – основная стойка
ОЦД – общий центр давления стоп
ОЦМ – общий центр массы тела
УСС – средняя угловая скорость
ЦНС – центральная нервная система
60%Pw(F)/(S) – частота спектра, на которой спектральная мощность составляла 60% от общей мощности спектра во фронтальной (F) и сагиттальной (S) плоскости
ANOVA – однофакторный анализ
EIS – площадь доверительного эллипса статокинезиграммы
HRR – восстановление ЧСС
M – средняя арифметическая выборки
MidErrY(X) – средняя ошибка слежения за маркером в сагиттальной (фронтальной) плоскости
PWC170 – индекс работоспособности по тесту PWC170
PwBЧ(F)/(S) – относительная спектральная мощность стабиллограммы в зоне высоких частот (2 – 6 Гц) во фронтальной (F) и сагиттальной (S) плоскости
PwНЧ(F)/(S) – относительная спектральная мощность стабиллограммы в зоне низких частот (0,2 – 2 Гц) во фронтальной (F) и сагиттальной (S) плоскости
PwОНЧ(F)/(S) – относительная спектральная мощность стабиллограммы в зоне очень низких частот (0 – 0,2 Гц) во фронтальной (F) и сагиттальной (S) плоскости

ВВЕДЕНИЕ

Одна из главных задач в спортивной борьбе – перевести соперника из вертикального положения в положение лежа, на спину. Практически всегда это решается с помощью выведения партнера из состояния равновесия. Следовательно, у борцов предъявляются повышенные требования к функции равновесия, а высокие способности к поддержанию равновесия тела в условиях противоборства являются важной составной частью успешного результата в борцовском поединке [139, 140].

Функция равновесия тела является фоновым уровнем одного из важнейших качеств спортсменов – двигательной координации, которая, в свою очередь, создает базу для высшего проявления двигательной активности – ловкости [3]. В упрощенном варианте равновесие является одним из видов двигательно-координационных способностей человека. Выполнение многих сложных спортивных движений невозможно без сохранения равновесия тела. Таким образом, в практическом плане оценка функции равновесия дает объективную характеристику двигательно-координационных качеств спортсмена и может быть использована в спортивной практике.

Настоящая работа посвящена системе равновесия человека и включает два аспекта: во-первых, анализ физиологии системы равновесия и, во-вторых, исследование системы равновесия у спортсменов, занимающихся борьбой самбо и дзюдо. Появление такой работы во многом связано с интенсивным развитием и распространением специального метода исследования функции поддержания равновесия тела человека – стабилometрии. Мы надеемся, что данная работа будет интересна специалистам разного профиля: от спортивных тренеров по единоборствам до специалистов по спортивной медицине и исследователей-физиологов – и частично восполнит дефицит русскоязычной литературы по проблемам спортивной физиологии и физиологии системы регуляции позы и движений.

БИОМЕХАНИКА РАВНОВЕСИЯ

Естественное положение взрослого человека в пространстве существенно отличается от положения большинства животных. Тело человека находится в вертикальном положении в опоре на две ноги, в то время как животные опираются на четыре опорные поверхности. С точки зрения биомеханики вертикальная поза человека менее устойчива по сравнению с позой животных, и, следовательно, поддержание равновесия является энергетически более затратным. Зачем эволюция пошла по пути усложнения функции равновесия человека, в чем кроются преимущества такой позы? Переход человека в вертикальное положение на две опоры привел к освобождению верхних конечностей от необходимости участвовать в поддержании равновесия тела. Как результат, возникло преимущество в виде возможности взаимодействия человека с окружающим миром посредством руки. Как следствие этого, у человека существенно расширилось количество и разнообразие управляемых взаимодействий с внешней средой. Он получил свободу для решения различных биологических, социальных и других задач с помощью двигательных действий верхними конечностями [9]. Такой переход, с одной стороны, был возможен как результат формирования неокортекса – коры больших полушарий и сознания. С другой стороны, переход в вертикальную позу создал мощный стимул к развитию новой рецепторной зоны и операционно-исполнительской системы «мозг-рука», а также двигательных центров нервной системы [4]. Таким образом, переход в вертикальную позу – это важная ступень в эволюции человека, который привел к расширению двигательных возможностей человека и вызвал интенсивное развитие головного мозга и сознания. Однако ценой этому стала биомеханическая неустойчивость позы, появление проблем в сердечно-сосудистой системе, рост рисков падений и связанных с ними повреждений.

Что такое равновесие и как его характеризовать?

С позиции механики *равновесие* — состояние механической системы, при котором сумма всех сил, действующих на каждую её частицу, равна нулю, и сумма моментов всех сил, приложенных к телу относительно оси вращения, также равна

нулю, то есть равновесие – это единственное статическое положение, при котором тело устойчиво, не колеблется и не требует энергии для его поддержания. В механике принято выделять три идеальных вида равновесия: устойчивое, неустойчивое и безразличное.

Устойчивое равновесие характеризуется тем, что при отклонении тела от равновесной точки оно самопроизвольно возвращается в исходное состояние. Примером этого вида равновесия может быть положение тела на верхней опоре (вис на перекладине), оно не относится к вертикальной стойке человека.

Неустойчивое равновесие характеризуется тем, что при малых отклонениях тела возникают силы, стремящиеся еще больше вывести его из состояния равновесия, и оно теряется. Примером может быть положение стоя на натянутом канате.

Безразличное равновесие характеризуется тем, что при изменении положения тела не возникает каких-либо сил, стремящихся вывести тело из состояния равновесия или вернуть тело в исходную точку. Пример – положение тела человека в невесомости.

Твердое физическое тело на нижней опоре устойчиво только при соблюдении некоторых условий, а именно до тех пор, пока действие какой-либо силы не отклонит линию тяжести тела за границу площади опоры. Если это произойдет, момент силы тяжести тела станет опрокидывающим и тело перевернется. Таким образом, твердое тело на нижней опоре может иметь ограниченно-устойчивое равновесие.

Ведущей характеристикой меры сохранения равновесия является устойчивость. Устойчивость твердого тела определяется следующими факторами:

- 1) высотой общего центра массы (ОЦМ);
- 2) расстоянием от горизонтальной проекции ОЦМ тела до края площади опоры;
- 3) величиной площади опоры;
- 4) весом тела;
- 5) опрокидывающей внешней силой, действующей на тело.

На основе этих факторов выделяют показатели устойчивости: статический и динамический. Статический коэффициент устойчивости отражает способность сопротивляться нарушению

устойчивости и равен отношению момента силы тяжести тела к опрокидывающему моменту силы, действующей на тело. Если коэффициент устойчивости ≥ 1 , то устойчивость высокая, если < 1 , то – низкая. Динамический показатель устойчивости характеризует способность восстанавливать положение тела и равен углу устойчивости. Угол устойчивости образован вертикальной линией, проходящей через ОЦМ тела, и линией, соединяющей ее с краем площади опоры в направлении, в котором определяется устойчивость. Сумма двух углов устойчивости в одной плоскости образует *угол равновесия* в данной плоскости и характеризует запас устойчивости тела в этой плоскости. С его увеличением устойчивость растет. Смысл угла устойчивости заключается в том, что он определяет величину отклонения тела до момента, когда ОЦМ окажется над линией опрокидывания, то есть краем площади (базы, для мягкого или гибкого тела) опоры. Таким образом, в условиях отсутствия опрокидывающих сил устойчивость тела на нижней опоре определяется динамическим показателем – углом устойчивости, связанным с площадью опоры и высотой ОЦМ тела. Следовательно, с увеличением высоты и/или уменьшением площади опоры угол устойчивости будет уменьшаться, а сама устойчивость тела также снижаться.

Вышесказанные основы механики равновесия твердого тела только с большими поправками могут относиться к равновесию вертикального тела живого человека. Другими словами, такие факторы, как площадь опоры и высота ОЦМ тела, вносят небольшой вклад в устойчивость вертикального тела человека. Существует много факторов, которые существенно изменяют биомеханические параметры равновесия вертикальной позы, ограничивая важность последних и усиливая значение многих других физиологических факторов системы равновесия.

Рассмотрим биомеханические условия равновесия вертикального тела человека, то есть вертикальной позы. Важным условием для равновесия является положение общего центра массы тела (ОЦМ) относительно основных суставов: тазобедренного, коленного и голеностопного. Хотя имеются некоторые расхождения в локализации ОЦМ в зависимости от пола (у женщин он расположен чуть ниже, чем у мужчин), осанки и гипертрофии мышц, в среднем принято считать, что ОЦМ распо-

ложен в области малого таза в среднем на 2,5 см ниже мыса крестца и на 4—5 см выше поперечной оси тазобедренного сустава. В основной стойке линия, проходящая через ОЦМ, опускается из центра головы (середина ушной раковины), проходит на один сантиметр впереди от тела четвертого поясничного позвонка (L4), через центр тазобедренного сустава, впереди коленного и ложится на плоскость опоры на 4 – 5 см кпереди от линии внутренних лодыжек (Рис.1). Если при стоянии туловище выдвинуто вперед, то вертикаль ОЦМ тела проходит впереди поперечных осей вращения тазобедренного, коленного и голеностопного сочленений [9]. В этом состоянии тазобедренный и коленный суставы под действием силы тяжести замыкаются пассивно и не требуют расхода энергии. Голеностопный сустав замыкается активно напряжением трёхглавой мышцы голени. Таким образом, действия голеностопного сустава контролируют равновесие тела в основной стойке. Говоря об ОЦМ тела человека, следует иметь в виду не геометрическую точку, а некоторую область пространства, в которой эта точка перемещается. Это перемещение обусловлено процессами дыхания, кровообращения, пищеварения, мышечного тонуса и т.д., т.е. процессами, приводящими к постоянному смещению ОЦМ тела человека. Ориентировочно можно считать, что диаметр сферы, внутри которой происходит перемещение ОЦМ, в спокойном состоянии составляет 10 – 20 мм. Такие биомеханические соотношения между ОЦМ и суставами, участвующими в равновесии, создают момент силы, стремящийся опрокинуть тело вперед, то есть тело в вертикальной позе не может быть устойчиво. Равновесие в этих условиях может поддерживаться только при активной работе мышц голени, туловища, шеи, а также за счёт деятельности нервной системы, контролирующей работу этих мышц и оценивающей положение всего тела в пространстве.

Таким образом, равновесие тела человека в вертикальной позе неустойчиво. Это обусловлено:

- смещением вертикальной проекции ОЦМ вперед (в некоторых случаях – назад) за оси тазобедренного сустава, коленного и голеностопного суставов;
- высоким расположением ОЦМ над площадью опоры;
- небольшой площадью опоры;

- наличием внутри организменных процессов (дыхание, сердцебиение, перистальтика кишечника, изменением их мышечного тонуса), выводящих тело из равновесия.

В таких условиях поддержание равновесия возможно только как результат работы специальной физиологической системы, которая называется *система регуляции позы*, или *постуральная система* (от английского posture – поза).

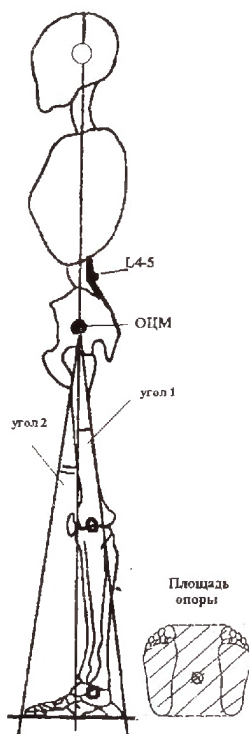


Рис. 1. Схематическое представление общего центра массы тела, вертикальной линии, проходящей через ОЦМ, углов передней и задней устойчивости в сагиттальной плоскости (угол 2 и угол 1 соответственно) и площади опоры. Площадь поверхности, заключенная между стопами человека, составляет площадь опоры. В центре площади опоры заключен маленький круг, показывающий площадь колебания центра давления стоп – вертикальной проекции ОЦМ на плоскость опоры.

ФИЗИОЛОГИЯ РАВНОВЕСИЯ

Научная дисциплина, которая изучает закономерности регуляции равновесия тела в основной стойке, при ходьбе и других переходных положениях, называется постурологией. Поза, в соответствии с международным медико-биологическим словарем, – это положение тела и его частей в пространстве [38]. Вертикальная поза – это вертикальное или ортостатическое положение тела. Тело человека в вертикальной позе находится в состоянии равновесия отдельные мгновения, баланс сил, обеспечивающих равновесие, постоянно нарушается, поэтому для поддержания равновесия в организме существует система регуляции равновесия. В постурологии термин «равновесие» или «баланс» имеет функциональное содержание и определяется как *способность поддерживать общий центр тяжести тела над его базой опоры с минимальными колебаниями или максимальной устойчивостью* [39, 78]. Поддержание равновесия – это также способность быстро и эффективно реагировать на дестабилизирующие факторы с целью восстановления равновесия с помощью постуральных перестроек перед, во время и после самопроизвольных движений и в ответ на внешние возмущения [149, 167].

Равновесие в зависимости от подвижности поверхности опоры делится на два вида: статическое и полудинамическое равновесие [38]. Статическое равновесие – это способность сохранять баланс на неподвижной опоре, а полудинамическое равновесие – это способность сохранять баланс на подвижной опоре. Некоторые авторы выделяют динамическое равновесие – поддержание равновесия и устойчивой базы опоры во время выполнения предписанного движения [163].

Поскольку тело непрерывно колеблется возле некоторого равновесного состояния, следовательно, равновесие можно характеризовать термином устойчивость, или стабильность [5]. *Устойчивость позы – это способность системы регуляции позы сохранять близкое к равновесию положение тела в конкретной позе.*

Для поддержания статического и динамического равновесия в организме существует система поструральной регуляции, или система регуляции равновесия вертикальной позы.

Функция равновесия человека – это способность поддерживать вертикальное положение тела (или вертикальную позу) в состоянии равновесия.

Система регуляции позы

Система поструральной регуляции выполняет две важные функции: 1) обеспечение *равновесия вертикального тела* за счёт локализации общего центра массы тела над площадью опоры в статических условиях и 2) обеспечение *ориентирования частей тела и всего тела в пространстве* посредством участия в формировании схемы тела (системы внутреннего представления тела в ЦНС) [10, 79]. Содержание нашей работы посвящено первой функции поструральной системы – обеспечению вертикальной позы в статических условиях, однако следует отметить, что ее выполнение тесно связано с обеспечением ориентации тела в пространстве. Действительно, вертикальная поза является пространственно ориентированной относительно поверхности опоры, гравитационной вертикали и внешнего (зрительного) окружения. Поэтому управление позой и движениями требует системы отсчета, в которой представлено как тело, так и окружающее пространство. Еще больше, чем для обеспечения равновесия, внутреннее представление тела необходимо для выполнения взаимодействий с внешним миром, то есть для целевых движений. Такой системой отсчета для поструральных и многих целевых действий является внутренняя система представления собственного тела в ЦНС – «схема тела», которая складывается и ориентируется также относительно схемы внешнего мира, также формирующейся в ЦНС. Схема тела имеет как неосознаваемый, так и осознаваемый уровень организации в ЦНС. Большинство интегративных действий, выполняемых внутренней моделью тела, протекает на подсознательном уровне. Примером таких действий могут служить описанные Р. Магнусом шейные и вестибулярные “позные” автоматизмы. Сейчас доказано, что схема тела обеспечивает представление: 1) внутренней геометрии соб-

ственного тела и ее вертикали; 2) системы силовых взаимоотношений между частями тела (динамику тела) и 3) системы координат, в которой описывается ориентация и движение тела относительно внешнего пространства [10, 110]. Все постуральные движения, участвующие в регуляции позы, организуются относительно схемы тела. Важность схемы тела в регуляции позы и ориентировке связана с тем, что система отсчета относительна, то есть она может меняться в зависимости от решаемых задач, внешних условий и сенсорной информации от рецепторов организма. Выбор системы отсчета, таким образом, во многом определяет эффективность постуральных движений и устойчивость позы [10].

Система регуляции позы включает в себя различные компоненты, которые можно сгруппировать в три отдела по их функциональному значению: центральная нервная система (ЦНС), сенсорная система и скелетно-мышечная система. Функционирование этих отделов скоординировано для обеспечения равновесия вертикальной позы. ЦНС, включающая различные отделы головного мозга и спинной мозг, обеспечивает интеграцию сенсорных сигналов, поступающих из различных рецепторов тела, и формирует двигательные импульсы для постуральных мышц. Сенсорная система, включающая вестибулярную, зрительную и проприоцептивную системы, воспринимает импульсы, поступающие из самого тела и окружающей среды, и информирует ЦНС о положении тела и внешних условиях. Наконец, мышечная система, являясь исполнительным органом, обеспечивают положение тела в определенной позе с помощью мышечных сокращений и напряжений. Механизмы, по которым функционирует система постуральной регуляции, полностью не выяснены, однако в настоящее время накоплен достаточный материал, позволявший выявить наиболее важные особенности ее работы.



Рис. 2. Схематическое изображение системы регуляции позы

Сенсорные системы

Основная задача сенсорных систем – обеспечивать ЦНС информацией о состоянии всего тела, а также об окружающих условиях. Эта информация передается в виде нервных импульсов от различных рецепторов в ЦНС по афферентным путям. Сенсорные рецепторы преобразуют энергию различной формы: света, давления, температуры и звука – в нервные импульсы, доступные для ЦНС. В систему регуляции равновесия входят зрительная, вестибулярная и проприоцептивная сенсорные системы [5].

Зрительная сенсорная система

Зрительные сигналы передаются от сетчатки в различные области головного мозга. Зрительная информация используется для разных целей. Центральное или форменное зрение

осуществляется наиболее высокодифференцированной областью сетчатки – центральной ямкой желтого пятна, где сосредоточены только колбочки. Центральное зрение обеспечивает идентификацию объекта, его форму, цвет, расстояние до него. Периферическое зрение осуществляется преимущественно периферическим палочковым аппаратом сетчатки, оно позволяет человеку ориентироваться в пространстве, воспринимать движения. Таким образом, именно периферическое зрение в наибольшей мере участвует в регуляции равновесия тела [99].

Зрение играет важную роль в регуляции равновесия позы, при его отсутствии степень колебания тела существенно увеличивается. Однако устойчивость при этом в целом сохраняется, поскольку дефицит зрения может быть частично компенсирован сенсорной информацией другого рода [5]. Анализируя смещение изображения на сетчатке, зрительная система отслеживает движение тела в пространстве, при этом активируются мышцы, необходимые для постуральных коррекций [43]. Эффективность зрительной информации в регуляции равновесия зависит от точности зрения [137], контрастности [100], расстояний до окружающих объектов [43] и яркости освещения. Оптимальное расстояние до удаленных предметов, при котором зрение наилучшим образом используется для контроля баланса, составляет около 2 метров [43]. В ряде случаев роль визуальной информации в регуляции увеличивается, например, при возрастном снижении устойчивости вертикальной позы [144].

Вестибулярная сенсорная система

Вестибулярная система, расположенная во внутреннем ухе и состоящая из преддверья и полукружных каналов, играет существенную роль в системе регуляции равновесия. Она получает, передает и анализирует информацию об ускорениях или замедлениях, возникающих в процессе прямолинейного или вращательного движения всего тела, а также при изменении положения головы в пространстве [21]. Полукружные каналы реагируют на угловое (вращательное) ускорение, а отолитовый аппарат преддверья – на изменение положения головы и

линейное ускорение [5, 21]. Сигналы от преддверия и полукружных каналов направляются в вестибулярные ядра в стволе мозга, которые также получают информацию из других сенсорных источников.

Вестибуло-окулярные рефлексы обеспечивают фиксацию взгляда на объекте при движениях головы за счёт поворота глазного яблока в сторону, противоположную движению. Основная цель вестибулоспинального рефлекса – стабилизировать положение головы и тела [36]. Влияния с головного мозга через вестибуло-, ретикуло- и рубро-спинальные тракты обеспечивают изменения импульсации нейронов сегментарных уровней спинного мозга. В вестибуло-вегетативные реакции вовлекаются сердечно-сосудистая система, желудочно-кишечный тракт и другие органы. При сильных и длительных нагрузках на вестибулярный аппарат возникает патологический симптомокомплекс, названный *болезнью движения*, примером которой может служить морская болезнь. Последняя проявляется изменением сердечного ритма (учащение, а затем замедление), сужением, а затем расширением сосудов, усилением сокращений мышечной стенки желудка, головокружением, тошнотой и рвотой. Хотя считается, что вестибулярная система обязательно вносит вклад в регуляцию вертикальной позы, однако показано, что в спокойной стойке она нечувствительна к медленным колебаниям тела человека [60]. Роль вестибулярной системы в регуляции вертикальной позы резко возрастает при нарушении соматосенсорной информации, например, у диабетических больных с нейропатией или при стоянии на мягкой или качающейся поверхности [76]. Считается, что вестибулярная система регулирует положение туловища в пространстве, а не ОЦМ [80].

Проприоцептивная сенсорная система

Проприоцептивная система обеспечивает информацию о положении и движении частей тела. Ощущение положения и ориентации в пространстве частей тела называют статической проприорецепцией, а ощущение силы, скорости и направления движения частей тела – динамической проприорецепцией, или кинестезией [72]. Проприоцептивные ощущения формируются

В. 427041

из сигналов различных проприорецепторов, которые локализованы в мышцах, сухожилиях, суставах [7, 32, 85]. Проприорецепторами являются мышечные веретена (Ia and II типа), сухожильные рецепторы Гольджи (Ib тип), механорецепторы в суставных капсулах [11]. Информация о положении тела в пространстве и движении поступает также от экстерорецепторов, реагирующих на давление (прессорецепторов). Особую роль в регуляции вертикальной позы играют прессорецепторы кожи и подкожной клетчатки подошвы [86].

Роль суставных проприорецепторов, предоставляющих информацию о положении и движении частей относительно друг друга, в регуляции позы пока полностью не выяснена. Вместе с тем значение в поддержании баланса мышечных веретен, информирующих о пассивном и активном изменении длины и напряжении мышц (например, голеностопного сустава и шеи), хорошо показана в литературе [4, 85, 88]. При спокойном стоянии регуляция позы во многом контролируется на основе сигналов от прессорецепторов стопы: они дают важную информацию о месте и скорости надавливания на кожу подошвенной стороны стопы при медленных колебаниях тела. Эта информация, в свою очередь, позволяет регистрировать положение общего центра давления (ОЦД) [88, 116] и участвует в регуляции равновесия позы по механизмам обратной связи и прогнозирования. Отслеживание положения ОЦД стоп при небольших колебаниях дает адекватную информацию о положении ОЦМ тела. В случае, когда ОЦМ выходит за пределы оптимальной зоны сохранения равновесия, ЦНС даёт соответствующую команду постуральным мышцам и положение ОЦМ восстанавливается. Кроме этого механизма, информация о перемещении ОЦД от прессорецепторов стопы, интегрируясь с другими сенсорными сигналами, даёт прогноз о предполагаемом направлении перемещения ОЦМ, что позволяет внести ЦНС опережающие коррекции и предупредить возможное нарушение равновесия позы по механизму прогнозирования [109].

Расчеты некоторых авторов [79] показывают, что у нормального человека частный вклад в регуляцию позы проприо-

цептивной информации составляет 70%, зрительной информации – 10%, вестибулярной -20%.

Мышечная система

Если сенсорные системы обеспечивают информацию о положении тела и его звеньях в пространстве, то мышцы поддерживают необходимое положение тела с помощью координированных сокращений [110]. Среди мышц, которые участвуют в регуляции вертикальной позы, необходимо отметить (Рис. 3): переднюю большеберцовую мышцу (тыльное сгибание стопы), икроножную мышцу (сгибание подошвы), бицепс и трицепс бедра (сгибание и разгибание бедра в коленном суставе), а также мышцы шеи и туловища [123]. Отводящие и приводящие мышцы бедра обеспечивают латеральную устойчивость вертикальной позы [131]. Кроме этих мышц, в регуляцию равновесия также вовлечен ряд других. Когда мышцы напряжены, импульсация от проприорецепторов мышц и сухожилий передаёт информацию о длине и напряжении мышц в центральное звено управления движениями. На основе этой информации происходит коррекция мышечных напряжений – имеет место механизм обратной связи [6]. Состояние мышечной системы оказывает заметное влияние на равновесие вертикальной позы. Так, возрастное снижение их сократительных свойств, например, силы и особенно мощности сокращения, негативно влияет на устойчивость позы [131]. Утомление мышечной системы в результате физических нагрузок также отражается на функции равновесия [169].



Рис. 3. Постуральные мышцы тела, несущие основную нагрузку при вертикальной позе [90].

Центральная нервная система

Основная задача ЦНС в системе постуральной регуляции – интеграция всех сенсорных импульсов, оценка значимости всей поступающей информации для обеспечения равновесия и формирование импульсов для мышечной системы с целью обеспечения устойчивости позы. В регуляции позы принимают участие спинной и головной мозг. Со стороны головного мозга важное значение имеют ствол мозга, включая продолговатый мозг; мозжечок, базальные ганглии; теменная и лобная доли головного мозга; моторная зона коры головного мозга.

Спинной мозг участвует в обеспечении равновесия позы с помощью спинальных рефлексов. Для их осуществления не нужны команды из головного мозга. Рефлекс запускается с проприорецепторов мышц и сухожилий конечностей, импульсация переключаются с помощью интернейронов на уровне спинного

мозга на мотонейроны (хотя интернейронов может и не быть), что вызывает напряжение мышц ног и туловища, участвующих в поддержании равновесия. К спинальным рефлексам, имеющим отношение к постуральной регуляции, относят тонический рефлекс на растяжение, обратный миотатический рефлекс и сгибательный рефлекс [7].

Тонический рефлекс на растяжение. Данный рефлекс вызывает напряжение мышц в ответ на ее растяжение. Примером рефлекса на растяжение может быть рост сопротивления пассивному сгибанию ноги в суставе. Импульсы от проприорецепторов, расположенных в мышечных веретенах, в ответ на растяжение мышцы-сгибателя достигают спинного мозга, где активируют спинномозговые мотонейроны, активируя напряжение растягиваемой мышцы. Данный рефлекс поддерживает постоянное напряжение мышц нижних конечностей в ответ на их расслабление: расслабление → сгибание → растяжение → напряжение.

Обратный миотатический рефлекс. Прямое назначение этого рефлекса – ограничение силы сокращения мышц. Во время мышечного напряжения (выпрямителей бедра) развиваемая сила регистрируется сухожильным органом Гольджи, подавляя через промежуточные нейроны спинного мозга активность α -мотонейронов данной мышцы (бедра), снижая силу сокращения этой мышцы и активируя мышцы антагонисты, в результате предупреждается избыточное разгибание конечностей. Однако этот же рефлекс фактически способствует поддержанию тонуса разгибателей конечности. Когда во время положения стоя мышцы-разгибатели туловища утомляются, то сила их сокращения падает, снижая активность органа Гольджи в сухожилиях этих мышц, тем самым уменьшая тормозную активность α -мотонейронов мышц разгибателей. Как результат возбудимость и сила разгибателей несколько возрастают, что обеспечивают сохранение позы.

Сгибательный рефлекс (сгибательный рефлекс от дергивания). В данном рефлексе происходит сгибание в одном или чаще нескольких смежных суставах в ответ на сильное, чаще болевое раздражение кожных рецепторов. Параллельно со сгибанием одной конечности активируется разгибание кон-

тралатеральной (другой) конечности. Смысл рефлекса – защита конечности от повреждения, когда раздражение неспецифично или чрезвычайно сильно. Примером может быть сгибание больной ноги или сгибание ноги при внезапном вставании стопой на острый камень, при этом разгибание другой ноги берет на себя функцию поддержания устойчивости позы.

Ствол мозга и равновесие

Ствол мозга включает продолговатый мозг, варолиев мост, средний мозг. На уровне ствола мозга запускаются более сложные постуральные рефлексы, интегрирующие сенсорную информацию от вестибулярного аппарата, проприорецепторов шеи, мышц конечностей и туловища, а также тактильных механорецепторов поверхности тела. Ствол головного мозга интегрирует три группы рефлексов, участвующих в равновесии: вестибулярные рефлексы, тонические шейные рефлексы и рефлексы выправления позы (или установочные позные рефлексы) [26]. В чистом виде ствольные рефлексы на живом человеке зарегистрировать почти невозможно.

Вестибулярные позные рефлексы (рефлекс положения по Магнусу). Эти рефлексы обеспечивают активацию позных мышц конечностей и туловища, а также содружественное движение глаз при изолированном повороте головы. При повороте головы активируются сенсорные рецепторы полукружных каналов вестибулярного аппарата, информация от которых поступает в вестибулярные ядра продолговатого мозга, мозжечок и в таламус, а также в сенсорную область коры в постцентральной извилине. Обработанная информация через вестибулоспинальные и ретикулоспинальные тракты рефлекторно активирует разгибательные мышцы конечности с подбородочной стороны, а также тормозит разгибатели (и активирует сгибатели) в затылочной стороне, обеспечивая равновесие позы.

Тонические шейные рефлексы (рефлекс положения по Магнусу)

Эти рефлексы также обеспечивают сокращение мышц конечностей (и туловища) в ответ на изолированные (например, при неполноценном вестибулярном аппарате) сгибания и поворота шеи. Сгибание (вперед или назад) или поворот (влево-вправо) шеи активирует проприорецепторы мышц шеи, содер-

жащиеся здесь в большом количестве. Такое воздействие вызывает перераспределение мышечного тонуса: активацию разгибателей в противоположной повороту стороне и торможение разгибателей на стороне поворота шеи. Можно отметить, что вестибулярные и шейные рефлексы по своему эффекту на мышцы конечностей противоположны. Кроме того, вестибулярные эффекты (лабиринтные импульсы) распространяются и на мышцы шеи: активация лабиринта с одной стороны будет активировать мышцы шеи с этой же стороны, голова будет наклонена в сторону раздраженного лабиринта. Таким образом, воздействие лабиринтов одновременно осуществляется и на конечности (обеих сторон) и на мышцы шеи (своей стороны). А так как шейные мышцы определенным образом влияют на положение конечностей, то, следовательно, лабиринт может оказывать воздействие на мышцы конечностей прямо, а также опосредованно через проприорецепторы мышц шеи.

Импульсы, идущие из вестибулярного аппарата (лабиринтов) и нервных окончаний шейных мышц, оказывают также закономерное влияние и на мышцы глаз так, что тому или иному положению головы соответствует определенное положение глаз (так называемые компенсаторные движения глаз). Биологический смысл этих реакций на глазные мышцы заключается в фиксации взгляда на объекте независимо от движения головы, способствуя лучшей зрительной ориентировке. Вестибулоокулярный рефлекс сохраняет стабильное изображение на сетчатке во время *быстрых* движений головы. При повороте головы происходит одновременное смещение глаз в противоположном направлении. При *медленных поворотах* головы, когда стимуляция вестибулярного аппарата недостаточна, возникает оптокинетический рефлекс, также направленный на сохранение фиксации взгляда на объекте. Напротив, в условиях неподвижной головы, но движущегося объекта фиксация взгляда на объекте возможна в результате рефлекторного следящего движения глаз.

Рефлексы выправления позы (или установочные рефлексы по Магнусу). Эти рефлексы восстанавливают нормальное положение головы и туловища при их отклонении. Активация этих рефлексов запускается с рецепторов вестибулярного

аппарата, проприорецепторов мышц шеи и тактильных рецепторов кожи (поверхности) туловища тела человека. Примером этих рефлексов может быть желание нормализовать положение головы относительно поверхности в стойке на руках. Другим упрощенным примером этих рефлексов является способность поддерживать вертикальную позу при ее отклонении от вертикали.

Спинальные, вестибулярные, шейные и другие тонические рефлексы легко воспроизводятся на экспериментальных децеребрированных животных, но не проявляются в чистом виде на живых людях. Дело в том, что у человека ЦНС одновременно получает афферентную информацию от многих рефлексогенных зон шеи, лабиринта, туловища, многие из которых антагонистичны по своему эффекту. В целом информация о положении головы имеет большее значение по сравнению с импульсацией, поступающей от проприорецепторов мышц шеи, туловища или конечностей. Суммарное действие всех этих рефлексов формирует фоновое распределение мышечной активности, обеспечивающее поддержание позы. Однако их проявления практически всегда можно отметить, например, при регистрации электромиограмм соответствующих мышц или при выраженных мышечных напряжениях, как в спорте. Так, можно наблюдать следующие проявления вестибулярных и шейных тонических рефлексов при наклоне и повороте головы в стороны (Рис. 4), а также при наклоне головы вперед или назад (Рис. 5)

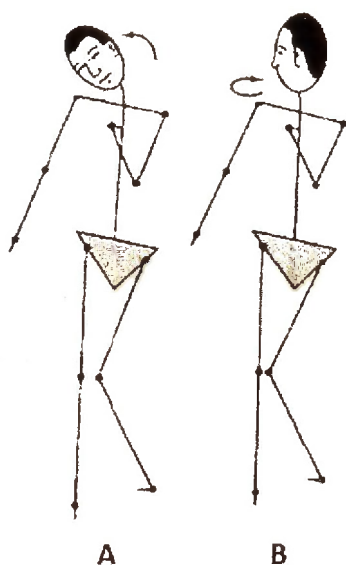
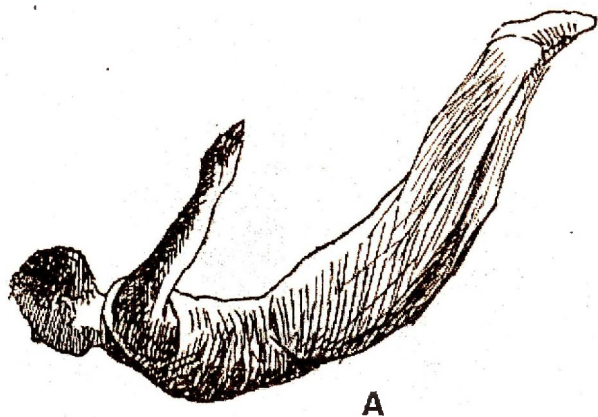
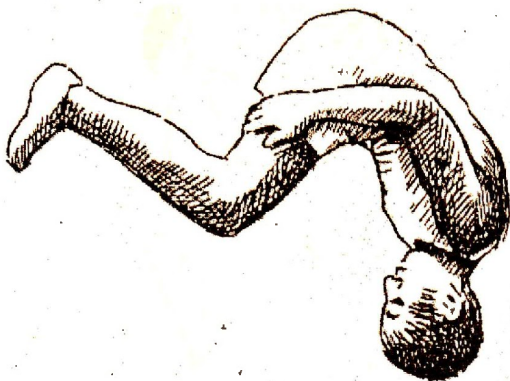


Рис. 4. Влияние шейно-вестибулярных рефлексов на сокращение мышц конечностей человека. А – наклон головы направо, способствует разгибанию правых руки и ноги, но сгибанию левых руки и ноги. В – поворот головы направо относительно сагиттальной оси способствует сгибанию левых (затылочных) руки и ноги, но разгибанию правых (подбородочных) ноги и руки (по [10]).





В

Рис. 5. Влияние наклона головы назад и вперед на мышцы туловища и конечностей. А – наклон головы назад вызывает разгибание позвоночника и разгибание ног. В – наклон головы вперед вызывает сгибание позвоночника вперед и сгибание ног в коленном суставе.

Мозжечок и равновесие. Мозжечок входит в систему регуляции позой и движениями и выполняет следующие функции: 1) регуляцию позы и мышечного тонуса; 2) координацию позы с целенаправленными движениями; 3) координацию быстрых целенаправленных движений, осуществляемых по команде из коры больших полушарий. Выполнение этих функций морфологически связано с определенными отделами мозжечка [29].

Медиальная червячная зона коры мозжечка в наибольшей степени связана с управлением тонуса мышц и поддержанием равновесия тела. В эту зону поступает афферентная информация о позе и состоянии локомоторного аппарата от вестибулярной, зрительной и проприоцептивной систем. После обработки этой информации из коры мозжечка корректирующие команды направляются к вестибулярному ядру Дейтерса, к ретикулярной формации ствола и оттуда к спинальным центрам по ретикулоспинальным и вестибулоспинальным трактам. Эти влияния обеспечивают регуляцию (торможение) тонуса мышц тела

и чувствительности спинальных и стволовых рефлексов позы. Удаление червячной зоны мозжечка вызывает растормаживание ядра Дейтерса и как результат – усиление тонуса разгибателей у животного в состоянии децеребрационной ригидности. Электрическое раздражение червячной зоны, напротив, приводит к ослаблению тонуса мышц разгибателей за счет активации тормозных влияний мозжечка на ядро Дейтерса.

Промежуточная зона коры мозжечка обеспечивает координацию целенаправленных движений с рефлексамии поддержания позы и выбор оптимальной для выполнения произвольных движений позы. Для решения этих функций промежуточная зона коры мозжечка получает сенсорную информацию как от периферических рецепторов тела и конечностей (как и медиальная червячная зона), так и информацию от двигательной области коры больших полушарий. Эта информация поступает из вышележащей коры через коллатерали кортикоспинального тракта и сигнализирует о готовящемся целенаправленном движении. Сопоставление приходящей по этим двум путям информации позволяет промежуточной зоне мозжечка подготавливать позу для проведения произвольных движений. Нисходящие команды из промежуточной зоны коры мозжечка через вставочное ядро идут к красному ядру и далее по руброспинальному тракту к моторным центрам спинного мозга, что обеспечивает опережающую настройку позных мышц.

Латеральная кора полушарий мозжечка и зубчатое ядро мозжечка участвуют в образовании программы движения, которая направляется как в двигательные зоны коры для реализации двигательных действий, так и в спинной мозг для подготовки спинальных и стволовых рефлексов и тонуса позных мышц. Эта зона получает афферентную информацию от различных ассоциативных зон коры больших полушарий. По этим афферентным путям в кору полушарий мозжечка поступает информация о замысле движения. В полушариях и зубчатом ядре мозжечка эта информация преобразуется в программу движения, которая по мозжечково-таламо-кортикальному тракту поступает в двигательные зоны коры больших полушарий. В дальнейшем двигательный акт реализуется за счет нисходящих команд, идущих от двигательной коры, в спинной мозг по кортикоспинальному

тракту. Кроме того, от зубчатого ядра мозжечка через красное ядро могут распространяться прямые нисходящие воздействия к спинальным центрам. Эта сложная система регуляции движений с наличием обратных связей между мозжечком и корой больших полушарий позволяет полушариям мозжечка участвовать в организации быстрых целенаправленных движений, протекающих без учета информации, идущей от восходящих сенсорных путей спинного мозга. Такие движения могут встретиться в спортивной практике, при игре на музыкальных инструментах и при некоторых других видах деятельности. Удаление мозжечка у животного вызывает нарушение тонуса мускулатуры, координации движений (выпадение функции полушарий мозжечка) и способности животного удерживать положение тела в пространстве (выпадение функции червя) [1, 19].

Базальные ганглии и равновесие. Базальные ганглии в отличие от мозжечка не получают афферентную информацию от периферических рецепторов тела, но оценивают и корректируют информацию от ассоциативных зон коры мозга, в которых сравнивается поступающая и записанная в памяти мозга информация. То есть они облегчают запускаемые корой движения или «двигательные стереотипы», но также и подавляют лишние сопутствующие движения. Следовательно, базальные ганглии участвуют в сознательном контроле движений и по некоторым предположениям являются носителями программ новых двигательных навыков. Получая информацию от ассоциативных зон коры, базальные ганглии участвуют в создании программы целенаправленных движений с учетом доминирующей мотивации. Далее соответствующая информация от базальных ганглиев поступает в передний таламус, где она интегрируется с информацией, приходящей от мозжечка. Из таламических ядер импульсация достигает двигательной коры, которая отвечает за реализацию программы целенаправленного движения через пирамидные и экстрапирамидные тракты [7]. Поражение базальных ядер вызывает нарушение скорости и амплитуды выполняемых движений. Примером поражения базальных ганглий может быть болезнь Паркинсона, которая проявляется трудностью в начале движений, уменьшении спонтанных движений, замедлении произвольных движений, ригидностью и тремором.

Кора головного мозга и равновесие. Этот отдел ЦНС участвует в регуляции позы через оценку поступающей сенсорной информации, сопоставление ее с внутренней схемой тела и актацию необходимых постуральных мышц. Кора головного мозга функционально разделяется на сенсорную, ассоциативную и двигательную области – все, которые имеют значение для равновесия [7].

Сенсорная зона содержит корковые отделы всех анализаторов организма. В регуляции позы важную роль играет соматосенсорная область I и соматосенсорная область II. Соматосенсорная область I содержат проекции от тактильных, болевых, температурных рецепторов кожи, интерорецепторов от внутренних органов и мышечных, суставных, сухожильных рецепторов опорно-двигательного аппарата. Соматосенсорная область II получает сигналы от других сенсорных областей мозга (слуховых и зрительных), также обеспечивает сенсорный контроль движений.

Ассоциативная область включает участки новой коры большого мозга, которые расположены рядом с сенсорными и двигательными зонами. Она не выполняет непосредственно чувствительных или двигательных функций, но интегрирует и сравнивает различные сенсорные сигналы с информацией, имеющейся в памяти мозга, участвует в формировании команд для реализации движений.

В двигательной области коры выделяют первичную и вторичную моторные области. В первичной двигательной коре (прецентральная извилина) расположены нейроны, иннервирующие мотонейроны мышц лица, туловища и конечностей. В ней имеется четкая топографическая проекция мышц тела. При этом проекции мышц нижних конечностей и туловища расположены в верхних участках прецентральной извилины и занимают сравнительно небольшую площадь, а проекции мышц верхних конечностей, лица и языка расположены в нижних участках извилины и занимают большую площадь. Эта область обеспечивает тонкие координационно сложные движения конечностей, особенно пальцев рук. Вторичная двигательная кора расположена как на латеральной поверхности полушарий, впереди прецентральной извилины (премоторная кора), так и на медиальной

поверхности, соответствующей коре верхней лобной извилины (дополнительная моторная область). Вторичная двигательная кора в функциональном плане имеет главенствующее положение по отношению к первичной двигательной коре, осуществляя высшие двигательные функции, связанные с планированием и координацией произвольных движений. Здесь в наибольшей степени регистрируется медленно нарастающий отрицательный потенциал готовности, возникающий примерно за 1 с. до начала движения. Нейроны двигательной коры получают афферентные входы через таламус от мышечных, суставных и кожных рецепторов, от базальных ганглиев и мозжечка.

Основные эфферентные влияния двигательной коры осуществляются через пирамидные и экстрапирамидные тракты [7]. Пирамидный тракт участвует в иннервации крупных (фазические, высокопороговые) а-мотонейронов в моторных центрах ствола и спинного мозга, регулирующих движение тела и его частей в пространстве. Экстрапирамидные пути иннервируют мелкие (тонические, низкопороговые) а-мотонейроны в стволовых и спинальных двигательных центрах и регулируют тонус мышц и позу. К корковым экстрапирамидным путям относятся кортико-рубральные и кортико-ретикулярные тракты, начинающиеся приблизительно от зон, которые дают начало пирамидным путям. Кортиковые экстрапирамидные тракты являются компонентом экстрапирамидной системы головного мозга, к которой относятся мозжечок, базальные ганглии, моторные центры ствола. Все эти отделы ЦНС осуществляют согласованную регуляцию мышечного тонуса, позы тела, координацию и коррекцию движений. Поскольку кортико-пирамидные пути отдают многочисленные коллатерали к структурам экстрапирамидной системы, обе системы работают в функциональном единстве.

Постуральные движения и стратегии в системе регуляции позы

Во время спокойного стояния человек контролирует свою вертикальную позу с помощью незначительных движений в различных сегментах тела [122]. Оптимальное положение в вертикальной позе требует, чтобы центр массы тела находился в

пределах границ площади опоры ступней. Общий центр масс (ОЦМ) постоянно совершает колебания в различных направлениях и плоскостях, а центральная нервная система постоянно контролирует, чтобы центр давления, как вертикальная проекция ОЦМ на плоскость опоры, не выходил за пределы границ базы опоры. Во время спокойного стояния активация мышц с целью сохранения равновесия происходит без участия сознания – автоматически [57].

Поддержание постуральной устойчивости в ответ на ее нарушения регулируется тремя моторными системами: системой спинальных рефлексов, системой автоматических стволовых и подкорковых реакций и системой сознательных корковых реакций [56, 89].

Первая система включает спинальные рефлексы растяжения в ответ на внешнее воздействие, которые восстанавливают устойчивость позы с помощью быстрых мышечных реакций. Любое движение, нарушающее баланс, определяется с помощью афферентной информации от мышечных и сухожильных проприорецепторов, инициирует ответное стереотипное рефлекторное сокращение локальных мышечных групп. Эти рефлексы имеют наименьшее латентное время реакции (около 30 – 45 мс), но не обеспечивают прямого восстановления равновесия. Практически всегда система спинальных рефлексов находится под нисходящим контролем вышележащих отделов головного мозга [2].

Вторая система постуральных коррекций против падения включает автоматические реакции на основе рефлексов ствола головного мозга (вестибулярные и шейные рефлексы положения и установки позы), а также мышечные синергии. Эти коррекции происходят с умеренной задержкой (латентное время данных реакций составляет около 95 мс. [56]) и вызывают мышечные сокращения в конечностях, туловище, шее. Одновременно с этими реакциями умеренной задержки активизируются автоматизмы с длинным латентным периодом (около 120 мс.), направленные на их мышцы-антагонисты. Их обозначают длиннокольцевые (long-loop) рефлексы, которые быстро запускаются устойчивыми возмущениями [122]. Автоматические реакции зависят от различных условий равновесия и способны адаптиро-

ваться к специфическим условиям балансирования. Например, сложившийся паттерн равновесия может изменяться в зависимости от устойчивости опоры и предшествующего опыта поддержания равновесия [124]. Автоматические постуральные коррекции реализуются как мышечные синергии: ЦНС не регулирует тонус и активность отдельных мышц, а контролирует сразу все мышцы тела целиком, координируя и соподчиняя их для решения общей двигательной задачи [4].

Третья система постуральных движений включает произвольные движения. В отличие от рефлекторных и автоматических реакций произвольные движения подчинены нашему сознанию и могут меняться. Произвольные, то есть целевые постуральные движения, перемещают общий центр массы тела с помощью напряжения фазических скелетных мышц и тонических мышц туловища. Работа фазических и тонических мышц объединяется в единую двигательную программу коррекции вертикальной позы. Примером этих движений может быть как напряжение мышц туловища и конечностей для выправления вертикали тела, так и движения ногами и руками, например, шаг для расширения базы опоры. Их латентный период реакции самый длинный: более 150 мс.

Мышцы туловища и конечностей, участвующие в поддержании равновесия тела (по крайней мере, в условиях спокойного стояния) не включаются в постуральную функцию по отдельности, но объединяются в мышечные синергии, то есть согласованные сокращения различных мышц, объединенных для решения единой двигательной задачи [4]. Анализируя постуральные реакции вертикальной позы в условиях спокойного стояния, Nashner LM, McCollum G. [122] установили, что ЦНС использует ограниченное число постуральных мышечных синергий. В зависимости от внешних условий, в которых необходимо балансировать, или особенностей самого организма были выделены три мышечные синергии, названные авторами постуральными стратегиями (Рис. 6): стратегия «лодыжки», «бедра» и стратегия «шага» [71, 77].

Использование стратегии «лодыжки» (или «голеностопа») (Рис. 6-А) предпочтительно здоровым молодым людям при спокойном стоянии на твердой поверхности. Тело человека в

вертикальной позе рассматривается как перевернутый жесткий маятник, и балансирующие движения происходят, в основном, в голеностопном суставе. Такая стратегия в обычной стойке экспериментально подтверждается положительными корреляциями между колебаниями ОЦМ и ОЦД, между головой и ОЦТ, между линией плеч и коленей в сагиттальной и фронтальной плоскостях, что указывает на однонаправленное движение всего тела как жесткой структуры с колебаниями в голеностопе [66].

В стратегии «бедра» движения, обеспечивающие баланс, происходят, главным образом, в тазобедренном суставе (Рис. 6. В). Данная стратегия используется в случае, если стратегия «лодыжки» или неэффективна, или невозможна, например, при балансе, когда узкая опора расположена поперек ступней. При балансировочных движениях в голеностопном суставе суть поддержания баланса заключается в подведении базы опоры под ОЦТ тела, напротив, при бедренной стратегии смысл равновесия сводится к восстановлению положения ОЦТ над базой опоры [5]. При внешних небольших возмущениях, например, медленном смещении опоры, человек использует стратегию лодыжки. При сильных и быстрых возмущениях равновесия – быстром и значительном смещении опоры – восстановления баланса за счет движений в голеностопном суставе становится недостаточно, и колебания происходят в тазобедренном и коленном суставе [77, 122]. Эти стратегии имеют разный порядок активации мышц: в стратегии лодыжки мышцы активируются в направлении от стопы к бедру, в бедренной стратегии, наоборот, от бедра к лодыжке [77].

Третий вариант стратегии достижения баланса, который реализуется в более сложных условиях, заключается в увеличении площади базы опоры за счёт шага ногой (Рис. 6. С). Данный вариант поструральных коррекций реализуется, когда силы, нарушающие равновесие, превышают автоматические поструральные реакции. Такая поструральная стратегия может проявляться у людей с нарушениями функции равновесия или внезапным действием на тело внешних сил. Доказано, что субъект может синтезировать различные варианты поструральных движений с помощью комбинаций данных стратегий [77]. Выбор поструральной стратегии движений в ответ на возмущения зави-

сит от доступной сенсорной информации. Доминирование стратегии лодыжки вместо смешанной бедренно-голеностопной стратегии для поддержания баланса в спокойной вертикальной позе можно объяснить оптимизацией поструральной регуляции, заключающейся в минимизации нервного усилия для поддержания равновесия [95].

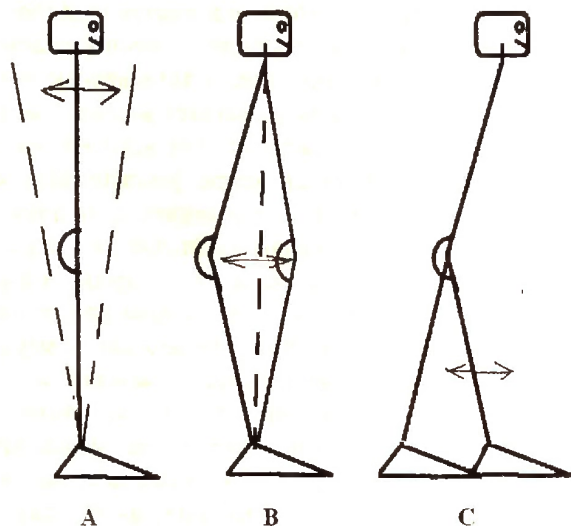


Рис. 6. Постуральные стратегии. А – стратегия лодыжки, или «голеностопная стратегия», колебания совершаются преимущественно в голеностопном суставе. В – стратегия бедра, или «тазобедренная стратегия», колебания совершаются преимущественно в тазобедренном суставе. С – стратегия шага, ОЦМ находится над расширенной площадью опоры за счет шага.

Несмотря на доминирование стратегии «лодыжки» для поддержания вертикальной позы, установлено, что различные колебания во многих суставах вдоль всей оси тела происходят в такой взаимозависимости, чтобы их общая вариабельность оказывала минимальное влияние на положение ОЦМ тела, а также головы, то есть в различных суставах колебания координированы так, чтобы минимизировать колебания наиболее

важных переменных в регуляции позы: ОЦМ и положение головы [82].

Система поструральной регуляции запускает поструральные движения с помощью механизмов прямой и обратной связи [110, 120]. В механизме прямой связи влияния ЦНС сами вызывают необходимые поструральные перестройки (Рис. 7. А). Примером поструральных команд по этому механизму может быть напряжение мышц голеностопного сустава и повышение его жесткости с целью стабилизации движений в этом суставе. Другой вариант прямой связи – это повышение тонуса поструральных мышц перед выполнением целевого движения, например, перед поднятием руки в сторону. Механизм прямой связи часто работает на основе предвидения возможных нарушений (которых еще нет), направленных на их предотвращение. Механизм обратной связи (Рис. 7. В) использует обратную информацию от всех сенсорных систем о текущем положении тела. После ее обработки ЦНС делает сенсорные коррекции, направленные на компенсацию отклонений и восстановление устойчивости. На основе механизма обратной связи функционируют практически все спинномозговые рефлексy и стволовые автоматизмы, а также описанные стратегии, участвующие в стабилизации вертикальной позы [122]. Однако оба механизма функционируют одновременно и имеют разные уровни интеграции в ЦНС [56, 89, 110]. Оба механизма имеют достоинства и недостатки. Отсутствие обратной связи в первом механизме может вести к неадекватно завышенным поструральным коррекциям, то есть быть энергетически затратной. Напротив, регуляция только по обратной связи может быть несвоевременной ввиду задержки обработки информации в ЦНС и, следовательно, неэффективной. Поэтому система поструральной регуляции использует оба механизма, одновременно обеспечивая надежное равновесие тела [64].

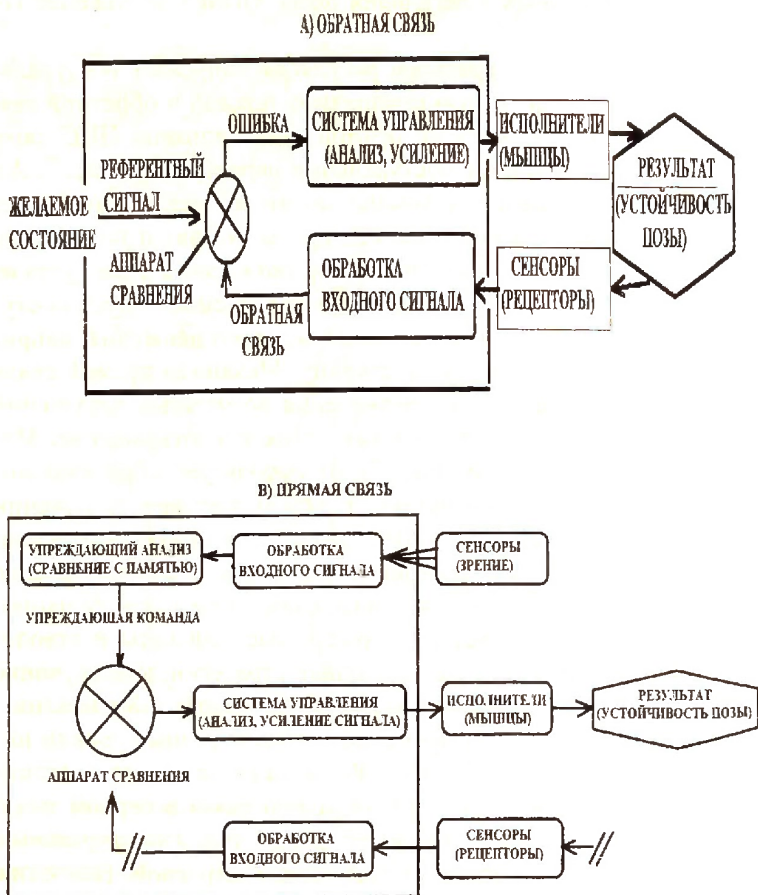


Рис. 7. Схемы механизмов прямой и обратной связи в регуляции позы. А – обратная связь в регуляции позы. Управление происходит на основе анализа обратной информации, поступающей от сенсорных систем тела. Сигнал из всех сенсоров тела поступает в систему управления (аппарат сравнения) и сравнивается с референтным сигналом, отражающим желаемый результат. При наличии расхождения в сравниваемых сигналах возникает ошибка сигнала, которая направляется в систему управления (аппарат сравнения) и вызывает пропорциональные изменения в выходном сигнале (моторной команде). Референтный сигнал в постуральной системе содержит информацию об устойчивости позы, отраженном в положении ОЦМ относительно базы опоры. Информа-

ция от вестибулярных, проприорецепторов и зрительных рецепторов тела обеспечивают обратную связь в этом механизме. В – механизм прямой связи. В механизме прямой связи регуляция основана на информации, полученной перед выполнением действия, то есть до момента активации механизма регуляции на основе обратной связи. Эта информация может быть получена от дистантных рецепторов (зрения) или информации, имеющейся в памяти, полученной в прошлом опыте, на основе которой можно прогнозировать выходящий сигнал (моторные команды) к исполнителям (мышечной системе). То есть в механизме прямой связи референтный сигнал является предполагаемым.

Колебания тела в спокойной вертикальной позе могут отражать как результат работы системы стабилизации вертикальной позы, в этом смысле чем меньше амплитуда колебаний, тем выше эффективность и чувствительность системы поструральной регуляции, так и сам процесс функционирования этой системы для обеспечения устойчивости [60], в этом смысле чем больше частота колебаний, тем выше активность системы равновесия позы. Спектр частот этих колебаний достаточно широк, но в нем выделяется частота, близкая к периодической частоте, около 0,35 Гц (21 колебание в минуту). Ряд авторов считает, что при такой частоте колебаний угол отклонений составляет доли градуса и может отражать пороги чувствительности некоторых сенсоров, имеющихся в теле человека. Следовательно, природа колебаний тела в основной стойке может соответствовать порогам чувствительности рецепторов тела, составляющих сенсорную часть системы регуляции позы. Другая интерпретация этих колебаний заключается в том, что они отражают собственную частоту и амплитуду колебания биомеханической системы вертикальной позы, моделирующей тело в виде однозвенной биомеханической системы. Основным механизмом стабилизации такой биомеханической системы может быть регуляция жесткости мышц вокруг голеностопных, коленных и тазобедренных суставов [25, 164]. А.В. Терехов [25] показал, что ограничение подвижности в коленном и тазобедренном суставах увеличивает частоту колебаний, что частично подтверждает важный механизм регуляции устойчивости вертикальной позы посредством суставной жесткости за счет напряжения поструральных мышц, а частота основных колеба-

ний тела в таком случае отражает собственную частоту колебаний позы в виде биомеханической системы.

Интеграция сенсорных компонентов системы регуляции позы

Для совершенной работы постральной регуляции и адекватной моторной реакции различная сенсорная информация: зрительная, вестибулярная и проприоцептивная – должна интегрироваться в ЦНС [110, 114, 149, 167]. ЦНС постоянно оценивает надежность поступающей информации от сенсорных систем для регуляции позы. Это связано с тем, что данные, поступающие от внешних входов (зрение, вестибулярные данные и прессорорецепторные данные стопы) имеют относительную постральную надежность. Например, информация от сетчатки глаз может меняться в связи с изменением положения головы, произвольного движения тела и движения покоящегося тела. В результате необходимость постральных коррекций во всех случаях будет специфичной получаемой информации. При наличии такой многозначности одинаковой сенсорной информации система регуляции позы должна произвести постральные реакции только после проведения анализа поступающих, часто противоречивых, сенсорных данных. Таким образом, в системе регуляции позы постоянно происходит сенсорное взаимодействие [65]. В ходе такого сенсорного взаимодействия происходит выделение наиболее значимой сенсорной информации, формирование внутреннего представления о собственном теле (схемы тела) и окружающем пространстве. Все эти элементы сенсорной интеграции обеспечивают правильную внутреннюю систему отсчета и отбор адекватных постральных реакций для сохранения равновесия тела.

Регуляция позы и потребность во внимании

Считается, что регуляция позы вполне автоматический процесс, который практически не задействует умственные ресурсы: внимание, мышление. Вместе с тем, ряд работ показывает, что сохранение равновесия все-таки требует отвлечения некоторого ресурса внимания [167]. Под вниманием понимается сосредоточение и направление сознания на определенный объ-

ект. Предложено, что для поддержания вертикальной позы некоторый объем внимания затрачивается для обеспечения устойчивости вертикальной позы. Данные о необходимости внимания для поддержания равновесия были получены в исследованиях, в которых задание на устойчивость позы сочеталось с выполнением различных умственных заданий на счет, память, внимание. Взаимовлияние заданий было получено при участии зрительной, но не вербальной памяти, при этом постуральный контроль оказывал влияние на результативность задания, а устойчивость вертикальной позы с завязанными глазами не изменялась [91]. Наличие влияния задания с участием зрительного анализатора, вероятно, связано с активным участием зрения в обеспечении вертикальной позы. Эффективность умственного задания, арифметического счета про себя, не снижалась во время теста на устойчивость вертикальной позы, и сам счет не оказывал влияния на устойчивость позы (скорее увеличивал её), напротив, громкий счет и просто артикуляция звуков снижали постуральную устойчивость [170]. Эти данные указывают, что простые умственные операции несущественно влияют на устойчивость позы. Результативность самих умственных тестов также не изменяется. Вместе с тем, одновременное выполнение различных двигательных заданий вызывает снижение результативности одного из них. Так, скорость двигательной аудиореакции снижалась по мере увеличения сложности поддержания позы в следующей последовательности: сидя (высокая скорость реакции), стоя на двух ногах, стоя на одной ноге, при ходьбе [96]. Степень интерференции двух заданий была выше у больных с патологией ЦНС (болезнь Альцгеймера) и более пожилых людей, чем у молодых [167]. Эти и другие работы указывают на необходимость отвлечения ресурса внимания для обеспечения устойчивости вертикальной позы.

СТАБИЛОМЕТРИЯ КАК МЕТОД ОЦЕНКИ УСТОЙЧИВОСТИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ

Предложены различные подходы к оценке устойчивости позы, среди которых можно выделить оптическую регистрацию движений различных звеньев тела человека с помощью видеока-

мер с последующим 3D анализом (анализ движений в трех плоскостях) и расчетом колебаний общего центра массы тела [4, 89], а также стабилеографический метод [5, 6, 27, 28].

Считается, что стабилометрия представляет «золотой стандарт» оценки статической устойчивости вертикальной позы [146]. Принцип работы стабилометрии заключается в измерении движений общего центра давления стоп на поверхность стабиллоплатформы [30, 89]. По изменению центра давления на платформу стабиллографа судят о колебаниях центра масс тела человека. Кривая, регистрируемая с помощью стабиллографа, называется статокинезиграммой (рис. 9). Статокинезиграмма идентична перемещению общего центра масс тела человека в горизонтальной плоскости, так как тело человека за счет ограничения степеней свободы в суставах колеблется как единое целое. Регистрация стабиллографического сигнала в течение некоторого времени (обычно 20 – 60 секунд) с высокой частотой (50 и более Гц) позволяет определить различные показатели траектории перемещения ОЦД в проекции на горизонтальной плоскости (статокинезиграммы): длину, направление, скорость, доверительную площадь статокинезиграммы и некоторые другие.

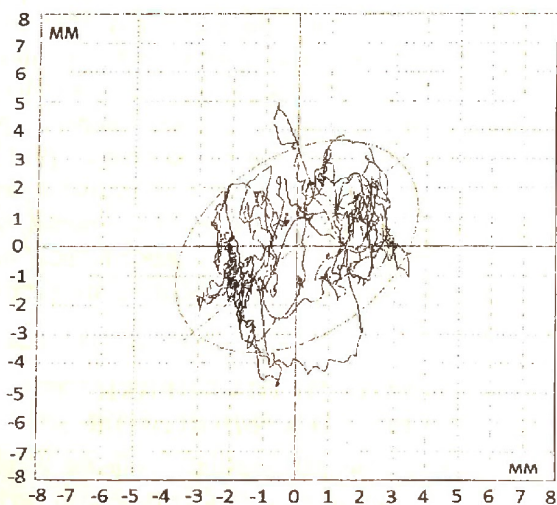


Рис. 8. Статокинезиграмма

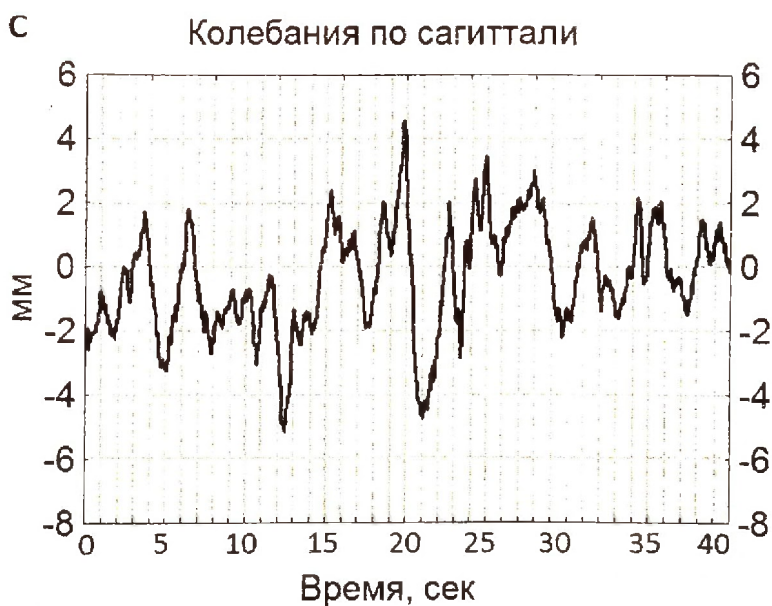
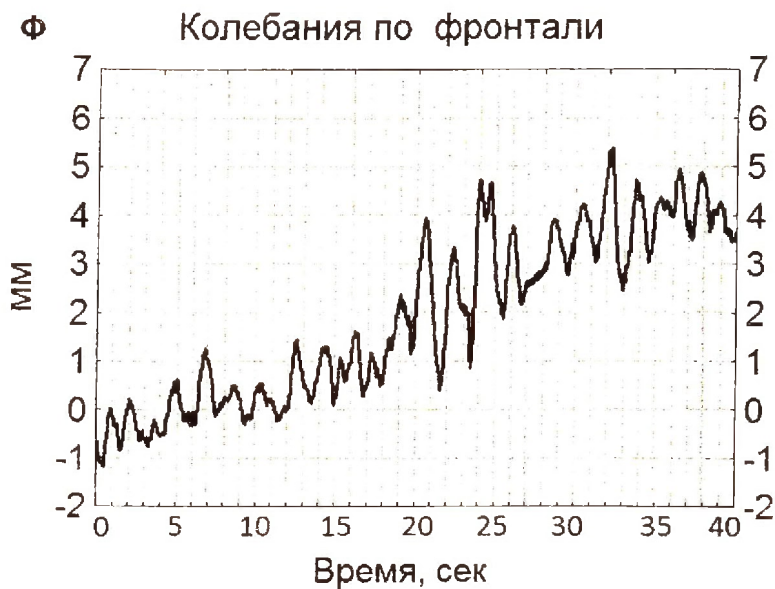


Рис. 9. Примеры стабилотрамм по фронтали (Φ) и сагиттали (C)

Различные подходы к обработке стабилметрического сигнала, стабิโลграммы (графиков перемещения ОЦД, представленные как функция от времени для фронтальной и сагиттальной плоскости. Рис. 10) и статокинезиграмммы привели к появлению множества (более 40) различных стабิโลграфических показателей [48, 147]. Среди них необходимо отметить некоторые наиболее часто используемые в литературе. Статистическими показателями, имеющими существенную информацию о регуляции вертикальной позы, являются следующие: длина статокинезиграмммы; линейная скорость перемещения ОЦД, площадь статокинезиграмммы. Увеличение этих показателей свидетельствует о снижении устойчивости вертикальной позы и/или напряжении механизмов ее регуляции [46].

Длина статокинезиграмммы (мм) – это параметр, характеризующий линейную величину пути, пройденную ОЦД, за время исследования. Его величина существенно зависит от времени исследования. Этот параметр показывает общую величину колебаний ОЦД, его увеличение свидетельствует о снижении устойчивости позы.

Площадь статокинезиграмммы, или площадь доверительного эллипса статокинезиграмммы (мм²) – это основная часть площади, составляющая около 90%, занимаемая статокинезиграмммой, без петель и случайных выбросов. Характеризует интегральную способность к поддержанию устойчивости позы, увеличение этого показателя свидетельствует о снижении устойчивости позы.

Линейная средняя скорость перемещения ОЦД (мм/сек) – это отношение длины статокинезиграмммы ко времени ее измерения, прямо зависит от амплитуды и частоты колебаний. Показатель позволяет стандартизировать длину статокинезиграмммы и сделать ее независимой от времени тестирования. Линейная скорость рассчитывается как общая линейная скорость, так и средняя линейная скорость в двух плоскостях: фронтальной и сагиттальной. Для расчета последних используется векторный подход.

Использование векторного анализа [27] позволяет учитывать не только скорость перемещения ОЦД, но и его направление. Из векторных показателей, характеризующих распреде-

ление векторов скорости и ускорений движения ОЦД, можно выделить угловую скорость перемещения ОЦД, средние линейные скорости во фронтальной и сагиттальной плоскостях, а также качество функции равновесия.

Средняя угловая скорость характеризует среднюю скорость (в град/сек) изменения направления движения векторов скорости ОЦД.

Средняя линейная скорость во фронтальной / сагиттальной плоскости (мм/сек) – среднее значение проекции линейной скорости во фронтальной / сагиттальной плоскости.

Качество функции равновесия (КФР) характеризует то, насколько минимальна скорость колебания ОЦД.

Показатель КФР разработан профессором В.И. Усачевым совместно с ОКБ «РИТМ» и предлагается к активному использованию в стабилметрических исследованиях для оценки функции равновесия. Расчёт этого показателя происходит следующим образом. 1) Определение векторов скоростей колебания ОЦД. Поскольку сигнал квантуется с определенной частотой (например, 50 Гц), то статокинезиграмма представляет линию, состоящую из векторов разной длины и направления (Рис. 11-1). 2) Строится круговая векторограмма, где начальные точки каждого вектора совмещаются с центром круга (Рис. 11-2). 3) Круговая векторограмма скоростей делится на n зон кольцами равной площади. Величина площади центральной (первой) зоны фиксирована и определена на основе экспериментальных исследований различных групп людей (Рис. 11-3). 4) Производится подсчет количества векторов, попавших в каждую зону, и строится график экспоненциальной зависимости доли векторов, попавших в данную зону, от порядкового номера зоны (Рис. 11-4). 5) Определяют показатель качества функции равновесия как отношение площади S_1 , ограниченной экспоненциальной зависимостью $f(n) = 1 - e^{-\lambda n}$ и осью абсцисс, к общей площади (Собщ.), ограниченной асимптотой данной экспоненциальной зависимости и осями координат. Полученный коэффициент выражается в процентах (Рис. 11-5). Чем круче экспонента, тем больше КФР, чем она более пологая, тем КФР меньше. Пример круговой векторограммы с КФР=100% приведен на рисунке (Рис. 11-6).

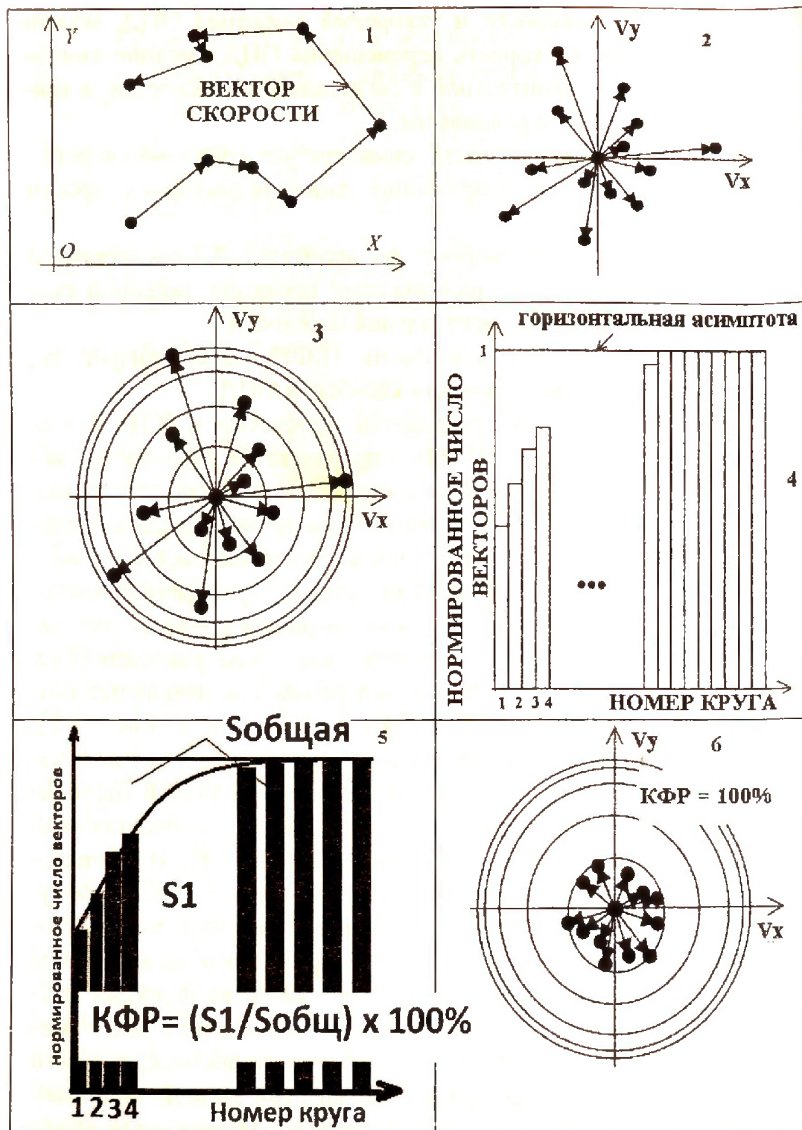


Рис. 10. Схематическая последовательность определения показателя качества функции равновесия по В.И. Усачеву (Усачев В.И. и др., 2004).

Авторы показателя КФР не без оснований считают, что чем выше КФР, тем выше способность к поддержанию устойчивости вертикальной позы. Концепция «низкая скорость колебаний ОЦД – высокая способность к равновесию» основана на положении, что в случае высокоэффективной постуральной регуляции сенсорные системы будут раньше опознавать и сигнализировать ЦНС о нарушении равновесия. Центральная нервная система, в свою очередь, будет быстрее корректировать малейшие отклонения от вертикали и выравнивать положение тела, что будет отражаться как низкая скорость колебаний ОЦД. При этом ускорения и изменения направлений колебаний ОЦД будут минимальны.

Для обработки стабиллографического сигнала во фронтальной и сагиттальной плоскостях, или стабиллограмм (Рис. 10), представляющих динамику амплитуды колебания ОЦД в сагиттальной и фронтальной плоскостях во времени, используют также метод спектрального анализа с помощью быстрых преобразований Фурье. С помощью спектрального анализа удастся охарактеризовать частотный состав всех колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях и определить наиболее и наименее часто повторяющиеся колебания. Среди спектральных показателей, которые рассчитываются также для фронтальной и сагиттальной плоскости, выделяют:

$Pw_{ОНЧ}$ (%) – относительная мощность стабиллографического сигнала в зоне очень низкочастотных волн (0 – 0,2 Гц);

$Pw_{НЧ}$ (%) – относительная мощность стабиллографического сигнала в зоне низкочастотных волн (0,2 – 2 Гц);

$Pw_{ВЧ}(F)$, – % относительная мощность стабиллографического сигнала в зоне высокочастотных волн (2 – 5 Гц);

$60\%Pw$ (Гц) – частота спектра, на которой (ниже которой) спектральная мощность составляет 60% от общей мощности спектра во фронтальной или сагиттальной плоскости соответственно. Показатель характеризует смещение всех спектральных составляющих в область низких или высоких частот.

Спектральные показатели дают информацию о том, какие колебания по частоте преобладают (Гц). Весь спектр колебаний ОЦД условно разделяют на 3 области: высокие (2 – 5 Гц), низкие (0,2 – 2 Гц) и очень низкие (0 – 0,2 Гц) колебания. Ос-

новная доля колебаний находится в зоне низких частот (более 50%) и очень низких частот (до 45%). Низкочастотные колебания имеют большую амплитуду, а с увеличением частоты амплитуда падает, высокочастотные колебания ОЦД напоминают мышечный тремор конечностей. Предложено, что спектральный анализ позволяет оценить вклад различных нейрональных колец или нейрональных цепей (loops) в механизмах регуляции равновесия. Так, очень низкочастотные колебания отражают вклад самых длинных нейрональных цепей, которые могут опосредоваться участием визуальной и вестибулярной информации в регуляции позы [54]. Низкочастотные волны отвечают за вклад в регуляцию церебральных процессов [127], а высокочастотные колебания, связанные с активностью самых коротких нейрональных цепей, отражают участие мышечного тонуса и проприоцептивной информации от мышц в регуляции позы [70, 133]. Таким образом, спектральный анализ стабиллографического сигнала позволяет дать некоторую косвенную информацию о преобладающем сенсорном вкладе в регуляцию позы и о предпочтительных механизмах (нейрональных кольцах) в регуляции позы. При этом необходимо указать на относительную ценность такой интерпретации спектральных показателей.

Разработчики стабилметров предлагают в своем программном обеспечении большой набор различных стабилметрических показателей. Например, ОКБ «Ритм» предлагает 61 показатель для стабилметрической оценки колебаний ОЦД вертикальной позы в простом тесте Ромберга. Такой набор, с одной стороны, увеличивает исследовательские возможности анализа колебаний, но с другой – создает трудности в выборе показателей, имеющих наибольшую информативность. Данная проблема еще больше осложняется в случае противоречивости данных со стороны показателей, имеющих примерно одинаковую интерпретацию. Например, линейная средняя скорость, средние скорости колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях, средняя скорость изменения площади статокинезиограммы и качество функции равновесия – все эти показатели характеризуют скорость колебаний ОЦД.

С целью отбора наиболее информативных показателей и уменьшения их избыточности мы обработали с помощью метода

главных компонент все 61 параметр, предлагаемый для анализа устойчивости вертикальной позы в тесте Ромберга с открытыми глазами программным обеспечением стабилоанализатора «Стабилан 1-02 ОКБ РИТМ». Исследование было выполнено с участием 95 здоровых добровольцев-мужчин молодого возраста (17 – 30 лет). Испытуемые с открытыми глазами находились на стабилоплатформе в основной стойке в течение 52 с, совершая минимальное количество движений.

Анализ главных компонент позволяет выделить несколько факторов, которые объясняют значительную (более 70%) долю дисперсии изучаемого процесса, выраженного с помощью многих показателей. В данном случае фактор представляет «группирующий параметр», который объединяет все показатели, тесно связанные друг с другом. Следовательно, если в один фактор с высокими коэффициентами корреляции попадают несколько показателей, то все они, как правило, характеризуют какую-либо одну сторону изменчивости процесса. В этом случае нет необходимости использовать все показатели, попавшие в данный фактор, достаточно использовать один с наиболее высоким «весом» (коэффициентом корреляции). Первый фактор «объясняет» всегда большую часть изменчивости, то есть в него попадают, как правило, не только взаимосвязанные показатели, но и с наибольшими стандартными отклонениями. Все факторы не связаны друг с другом, то есть в факторах содержатся показатели, которые объясняют изменчивость, обусловленную разными причинами.

В результате проведения анализа главных компонент было установлено, что примерно после 6-го фактора собственные значения факторов стали изменяться минимально (Рис. 12), то есть большая часть изменчивости всех взятых (61) параметров заключается примерно в 7 факторах, которые объясняли 69% всей изменчивости, заключенной во всех показателях. В каждом факторе с большими коэффициентами корреляций объединены несколько показателей. Эти показатели тесно взаимосвязаны между собой и фактически отражают одинаковые процессы. Анализ факторов показал следующее. Фактор №1 включил в себя следующие показатели с наибольшими весами: $V_{ср}$ (0,99), индекс скорости IV (0,99), LX (0,95), LY (0,95), КФР (-0,986), НПВ

(0,95), ЛСС (0,99), АВЛС (0,89), ЛССф (0,95), ЛССс (0,95), МВ (0,97) и Pw3(S) (0,74). Этот фактор фактически объединил все показатели, относящиеся к «линейной скорости колебаний ОЦД», все они между собой тесно взаимосвязаны, поскольку в основе их расчёта лежит общий путь, пройденный ОЦД за период обследования. Интересно, что в этот фактор попала относительная мощность в области высоких частот, означая, что увеличение общей длины статокинезиограммы связано с преобладанием высокочастотных колебаний. Несмотря на интенсивное внедрение показатели КФР, он оказался в одном факторе с линейными скоростями и даже обладал чуть меньшим «весом», по сравнению с ними. Это позволяет сказать, что КФР, как показатель, не несет какой-либо принципиально новой информации о колебании тела в основной стойке по сравнению с общепринятыми ЛСС, ЛССс и ЛССф, он также характеризует линейную скорость колебаний ОЦД. Учитывая, что показатели «скоростей колебаний» являются более принятыми в литературе и понятными, их замена на КФР не имеет смысла, по крайней мере, в исследовательских целях.

Во второй фактор, объясняющий 15% общей дисперсии, попали показатели, которые можно охарактеризовать как «показатели разброса колебаний ОЦД по сагиттали»: Qu (-0,88), R(-0,73), ELLS (-0,72), A1(S) (-0,87), 60%Pw(S) (0,68), Pw1(S) (-0,80), Pw2(S) (-0,79). Интересно, что в этот же фактор попали и спектральные показатели в сагиттальной плоскости – относительные мощности колебаний в области низкой и очень низких частот, а также амплитуда первого (максимального) пика в области очень низкой частоты по сагиттали. Причем повышение разброса по сагиттали связано с увеличением амплитуды первого пика и увеличением колебаний с очень низкой частотой, но с уменьшением низкочастотных колебаний. Эти результаты указывают, что показатели, характеризующие разброс колебаний по сагиттали, дают важную информацию об устойчивости вертикальной позы.

Фактор №3, объясняющий 9% общей дисперсии, включил в себя показатели, которые относятся к угловой скорости колебаний ОЦД: КРИНД (-0,96), УСС (-0,97) и АВУС (-0,87).

Собственные значения факторов

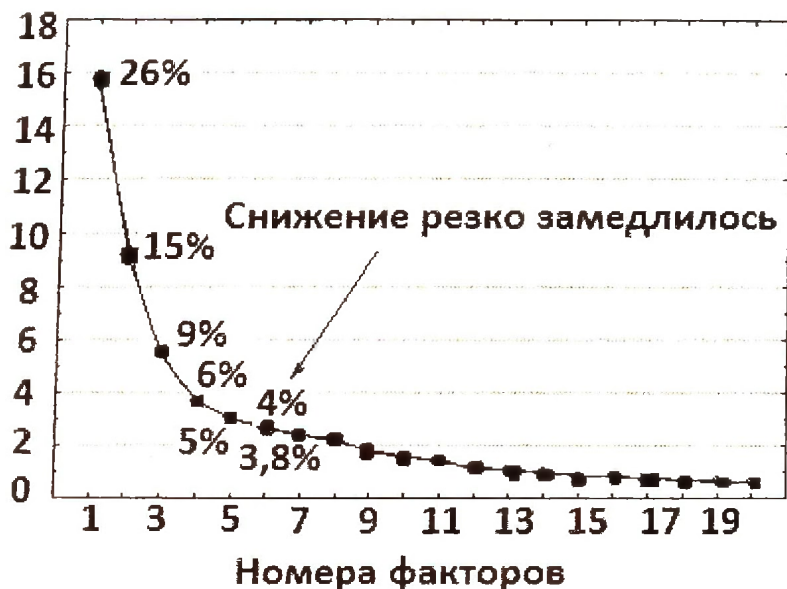


Рис. 11. Представление собственных значений факторов в порядке их уменьшения по критерию каменистой осыпи.

Фактор №4 (6% дисперсии) можно обозначить как фактор разброса по фронтали, объединил $Q(x)$ (0,74), $A1(F)$ (0,77), $60\%Pw(F)$ (-0,72), $Pw1(F)$ (0,91), $Pw2(F)$ (-0,90). Рост разброса по фронтали связан с величиной I (максимального) пика в области очень низкой частоты и с мощностью колебаний в области очень низких частот, напротив, преобладание колебаний низких (более высоких) частот снижает разброс по фронтали.

Менее значимые 5 и 6 факторы (5% и 4% дисперсии соответственно) характеризуют смещение центра облака статокинезиограммы по фронтали и сагиттали соответственно. Наконец, в фактор №7, объясняющий 3,8% дисперсии, попали с большими корреляциями показатели амплитуды третьих по величине пиков в сагиттальной и фронтальной плоскостях.

Таким образом, результаты факторного анализа всех стабиллографических показателей колебаний ОЦД показали, что для анализа устойчивости вертикальной позы в спокойной основной стойке с открытыми глазами можно использовать несколько показателей из 4 факторов, среди них можно отметить следующие: ЛСС или ЛСС по плоскостям; разброс по сагиттали или показатели спектрального анализа (мощности низких и очень низких частот) по сагиттали; угловую скорость колебаний; разброс по фронтالي или показатели спектрального анализа (мощности низких и очень низких частот) по фронтали. Следует отметить, что факторная структура показателей для других условий равновесия может иметь некоторые отличия, но, в целом, будет схожей. Например, факторная структура показателей для вертикальной стойки с закрытыми глазами была очень похожа на описанную для стойки с открытыми глазами.

Таблица 1

Факторная структура стабиллометрических показателей.

(Тест основная стойка с открытыми глазами, n=95)

	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 3	Фактор 4	Фактор 5	Фактор 6	Фактор 7	Фактор 8	Фактор 9
MO(x), мм	0,07	0,19	0,05	-0,09	0,91	0,14	-0,12	-0,02	0,0
MO(y), мм	0,14	0,07	0,12	-0,05	0,17	0,90	0,06	0,02	0,0
Q(x),мм	0,39	-0,34	0,22	0,74	-0,10	0,04	0,06	-0,10	-0,0
Q(y),мм	0,09	-0,89	0,02	0,20	-0,05	-0,05	0,13	0,06	0,0
R,мм	0,29	-0,73	0,13	0,56	-0,09	-0,02	0,06	-0,04	0,0
V,мм/сек	0,99	0,03	-0,02	-0,01	0,01	0,03	0,03	0,03	0,0
SV,кв.мм/сек	0,86	-0,31	0,08	0,32	-0,04	0,05	0,03	0,03	0,0
Angle,град	0,08	0,07	-0,14	0,27	0,01	-0,35	-0,02	-0,17	0,0
EII,кв.мм	0,25	-0,65	0,21	0,53	-0,09	0,05	0,23	0,02	-0,0
EIE, ед	-0,07	-0,27	-0,34	-0,10	-0,14	-0,23	-0,28	-0,12	0,0
IV, ед	0,99	0,03	-0,01	-0,01	0,01	0,03	0,03	0,03	0,0

OD, ед	0,68	0,51	-0,07	-0,44	0,06	0,01	0,02	0,07	-0,04
KAss0(x),%	0,07	0,12	0,07	-0,06	0,90	0,17	0,03	-0,07	0,01
KAss0(y),%	0,10	0,03	0,00	-0,08	0,13	0,90	0,01	-0,03	0,08
KAssM(x), %	-0,07	-0,17	0,08	0,07	-0,09	0,04	-0,07	0,13	0,73
KAssM(y), %	-0,15	0,05	-0,33	0,05	0,06	0,11	0,19	-0,11	0,42
KAssO(x), %	-0,11	0,10	-0,16	-0,05	-0,13	-0,12	0,06	-0,03	-0,77
KAssO(y), %	0,12	0,12	0,26	0,22	-0,57	0,58	-0,04	0,06	-0,02
KAssE(x),%	0,05	0,02	0,09	0,27	0,03	-0,12	0,04	-0,02	-0,66
KAssE(y),%	0,12	0,09	0,21	0,23	-0,61	0,60	-0,03	0,01	0,05
Kгив,рад/мм	-0,07	0,08	-0,12	0,06	-0,07	-0,06	-0,08	-0,37	0,11
LX,мм	0,94	-0,01	0,11	0,02	0,02	0,05	0,00	0,01	-0,05
LY,мм	0,95	0,07	-0,11	-0,03	0,01	0,02	0,05	0,05	0,05
LFS,1/мм	0,25	0,68	-0,08	-0,50	0,03	-0,03	-0,06	0,03	-0,08
KФР,%	-0,99	-0,03	0,00	0,01	0,01	-0,03	-0,04	0,00	-0,01
НПВ,кв.мм	0,94	0,04	-0,21	0,00	-0,03	0,03	0,04	0,07	0,01
КРИНД,%	0,07	0,00	-0,96	0,01	-0,02	-0,07	0,00	0,01	0,00
ЛСС,мм/сек	0,99	0,03	-0,02	-0,01	0,01	0,03	0,03	0,03	0,00
АВЛС,мм/сек	0,90	0,01	0,34	-0,04	0,02	0,10	0,07	0,02	-0,01
ПВЛС,сек	-0,02	-0,30	0,13	0,03	0,02	0,38	0,27	-0,21	-0,06
УСС, град/сек	0,07	-0,01	-0,97	0,00	0,00	-0,08	0,00	0,01	-0,01
АВУС,град /сек	0,15	-0,07	-0,87	-0,08	0,05	-0,10	-0,21	0,08	-0,09
ПВУС,сек	-0,05	-0,17	0,30	-0,21	0,20	-0,04	-0,29	-0,07	-0,13
КАУС,%	0,17	0,00	-0,02	-0,04	-0,03	0,00	0,06	0,91	0,04

НУС,об	0,19	0,01	-0,07	-0,05	-0,06	0,00	0,04	0,91	0,03
ЛСС_ф,мм/ сек	0,95	-0,01	0,11	0,02	0,02	0,05	0,00	0,01	-0,05
ЛСС_с,мм/ сек	0,95	0,07	-0,11	-0,03	0,01	0,02	0,05	0,05	0,05
КАЛС_ф,%	-0,10	-0,07	-0,04	-0,05	0,55	0,04	0,20	0,10	0,09
КАЛС_с,%	0,12	0,15	0,25	0,07	0,13	0,48	-0,01	0,11	0,02
МВ,кв.мм./ с	0,96	0,04	-0,01	-0,02	-0,01	0,04	0,04	0,09	0,02
ЛС/УС,мм/ град	0,70	0,03	0,66	0,00	0,02	0,06	-0,01	0,01	0,01
F1(F),Гц	0,11	0,10	0,06	-0,29	0,23	0,00	0,37	-0,21	0,12
A1(F),мм	0,28	-0,27	0,12	0,77	0,00	-0,06	-0,12	-0,11	-0,03
F2(F),Гц	0,31	-0,06	0,06	-0,14	0,02	-0,03	-0,27	-0,40	-0,23
A2(F),мм	0,25	-0,03	0,08	0,60	-0,17	0,09	0,53	0,10	-0,02
F3(F),Гц	0,17	-0,05	0,10	0,02	0,00	0,03	-0,49	0,47	0,04
A3(F),мм	0,31	-0,26	0,26	0,34	-0,13	0,05	0,61	-0,02	-0,07
60%Pw(F), Гц	0,49	0,15	0,08	-0,72	0,10	-0,05	-0,09	0,08	0,00
Pw1(F),%	-0,28	-0,13	-0,04	0,91	-0,06	-0,02	0,02	0,02	0,02
Pw2(F),%	0,09	0,13	0,18	-0,90	0,07	0,05	0,03	-0,04	0,02
Pw3(F),%	0,65	0,07	-0,33	-0,47	0,01	-0,08	-0,15	0,08	-0,10
F1(S),Гц	0,37	0,21	0,07	0,04	0,04	-0,10	0,05	-0,35	0,02
A1(S),мм	0,01	-0,87	0,04	0,20	-0,10	0,03	-0,01	0,00	0,04
F2(S),Гц	0,44	0,30	0,21	0,07	0,02	-0,07	-0,29	-0,10	0,27
A2(S),мм	0,09	-0,30	0,13	0,05	-0,01	0,01	0,69	0,17	-0,09
F3(S),Гц	0,30	0,42	0,35	0,09	-0,02	-0,06	-0,37	-0,12	0,07
A3(S),мм	0,31	-0,27	0,20	-0,06	0,11	0,05	0,60	0,13	-0,04

60%Pw(S), Гц	0,61	0,68	0,07	0,03	-0,04	0,04	-0,14	0,01	-0,01
Pw1(S),%	-0,45	-0,80	-0,16	0,03	-0,02	-0,13	0,03	-0,02	0,06
Pw2(S),%	0,20	0,79	0,37	-0,04	0,06	0,15	0,03	0,01	-0,03
Pw3(S),%	0,74	0,35	-0,38	0,02	-0,04	0,00	-0,14	0,03	-0,09
Expl.Var	15,30	6,35	4,80	5,69	2,98	3,12	2,74	2,66	2,07
Pp.Totl	0,25	0,10	0,08	0,09	0,05	0,05	0,04	0,04	0,03

Регуляция вертикальной позы у спортсменов

В спортивной практике предъявляются высокие требования к системе регуляции равновесия. В игровых видах спортсмену необходимо передвигаться с мячом, выполнять финты и броски мяча в цель и партнерам; лыжникам и хоккеистам необходимо перемещаться с высокими ускорениями, выполняя повороты и торможения на скользкой опоре; борцы оказывают большие силовые воздействия друг на друга, выводя из равновесия; гимнасты выполняют сложные перевороты в пространстве или на ограниченной опоре. Во всех этих случаях создаются условия к нарушению равновесия и падению. В связи с этими условиями у спортсменов возникает необходимость в совершенствовании системы регуляции позы.

Анализ литературных данных показывает, что устойчивость вертикальной позы, определенной с помощью стабилотрии, у спортсменов различных видов спорта выше, чем у не спортсменов.

Увеличенная устойчивость вертикальной позы была показана уже у спортсменов циклических видов спорта на выносливость – триатлонистов (плавание, велогонка и длинный бег), по сравнению с контролем, причем различия были выявлены только при закрытых глазах [118]. Интересно, что в этом виде в учебно-тренировочном процессе не используются сложно-координационные упражнения. Стрелки из винтовки также обладают высокой способностью стабилизировать свою вертикальную позу, особенно непосредственно перед выстрелом [58].

Высокая устойчивость для стрелков тесно связана с точностью попадания в мишень [115].

У спортсменов игровых видов спорта оценка регуляции равновесия показывает однозначные результаты: способность поддерживать и статическое, и динамическое равновесие существенно повышена у волейболистов [94] и особенно у футболистов [40, 44]. Вместе с тем, некоторые авторы отмечают определенную специфику регуляции позы у разных представителей игровых видов. Так, высокая стабильность позы относительно не спортсменов у волейболистов, имеющих высокий рост, сочеталась с парадоксально повышенной скоростью колебания ОЦД в обеих плоскостях, авторы предлагают механизм участия высокочастотных колебаний тела в точности ощущения вертикали и стабилизации позы. Напротив, у футболистов высокая устойчивость, особенно по фронтالي, связана с низкой скоростью колебания ОЦД и снижением частоты колебаний [40, 136].

Разные авторы отмечали существенно повышенную способность к регуляции вертикальной позы у спортсменов индивидуальных видов, особенно тех, где используются сложнокоординационные движения: в танцах [49, 148], гимнастике и акробатике [33, 92, 157].

Условия борцовского поединка предъявляют повышенные требования к системе регуляции равновесия борцов. Это связано с постоянным и обоюдным взаимодействием спортсменов, стремлением вывести противника из равновесия и перевести его в положение лежа на спину. Следовательно, высокие способности к поддержанию равновесия тела в условиях противоборства являются важной составной частью успешного результата в борцовском поединке [140, 171]. Ряд авторов отмечает высокую способность поддерживать статическое [140] и динамическое равновесие [138, 171] у борцов разных видов. Более того, сравнительный анализ показывает, что борцы обладают более совершенной способностью к статическому и динамическому равновесию по сравнению с танцорами балета, у которых регуляция позы также выше, чем у не спортсменов [139]. Показанные результаты повышенной устойчивости вертикальной позы у представителей различных видов спорта

наталкивают на проведение сравнительного исследования функции равновесия между различными спортивными направлениями. Проведение такой работы позволит выявить как общие, так и специфические адаптационные особенности функции равновесия у спортсменов.

Регуляция равновесия позы существенно осложняется в состоянии физического утомления. В спортивной практике физическое утомление является важнейшей составляющей как тренировочного, так и соревновательного процесса. И психическое, и физическое утомление снижает эффективность как центрального аппарата управления движениями, так и мышечной системы, в целом уменьшая физическую работоспособность человека и снижая спортивный результат [20]. Не является исключением и система регуляции равновесия, которая также подвержена негативному влиянию утомления [28].

В различных экспериментальных работах установлено, что функция равновесия существенно нарушается под влиянием общей [53] и локальной физической нагрузки [69], а также под влиянием физических нагрузок аэробной и анаэробной направленности [53]. Силовая локальная нагрузка на различные мышечные группы, прямо участвующие в поддержании позы, вызывает увеличение скорости колебания ОЦД стоп сразу после нее [172].

Demura S., Uchiyama M. [53] установили увеличение скоростей колебания ОЦД стоп как после длительной аэробной (60 мин. с интенсивностью 50% от МПК), так и после анаэробной (2 серии по 10 сек. нагрузки максимальной интенсивности) велоэргометрической работы. Однако восстановление стабیلοграфических показателей после нагрузки происходило не синхронно с восстановлением ЧСС, артериального давления и лактата [53]. В работе [172] было установлено, что скорость и площадь колебания ЦД стоп повысились сразу после силовых напряжений на различные мышечные группы, в том числе не участвующие в постральной регуляции непосредственно. Однако восстановление стабیلοграфических показателей происходило параллельно восстановлению вентиляции легких, что привело авторов к заключению о первостепенной роли усиленной работы дыхатель-

ных мышц в снижении устойчивости позы, а не самого мышечного утомления.

Физическая нагрузка на пострурально-значимые мышцы ног, особенно мышцы голеностопного сустава [158] и туловища, [160] существенно нарушает вертикальную устойчивость в обычном стоянии на двух ногах и увеличивает активность систем по ее восстановлению. Одна из главных причин снижения устойчивости позы после физической нагрузки – физическое утомление, которое способно изменять как периферическую проприоцептивную чувствительность, так и центральную интеграцию сенсорной информации, а также сократительные способности собственно мышечных клеток под влиянием двигательного импульса [152]. Таким образом, физическое утомление может иметь важное значение в регуляции равновесия, однако роль этого фактора в регуляции баланса у спортсменов по сравнению с нетренированными лицами практически не изучена. Практически не ясна продолжительность сниженной устойчивости вертикальной позы, а также роль скорости восстановления организма после физических нагрузок. Результаты собственных исследований о роли физического утомления на функцию равновесия у спортсменов представлены в этой главе ниже.

Мы полагаем, что степень нарушения функции равновесия под влиянием физического утомления у спортсменов будет меньше, а скорость восстановления поструральной устойчивости выше.

Функция равновесия у представителей разных видов спорта

Для выяснения устойчивости вертикальной позы у спортсменов разных видов спорта мы провели сравнительный анализ у квалифицированных (выше 1 разряда и спортивным стажем более 5 лет) представителей борьбы самбо (n=30, группа «Борцы»), спортивных игр (хоккей, футбол, n=21, группа «Спортивные игры») и циклических видов на выносливость (лыжные гонки, бег на средний и длинные дистанции, n=39, группа «Выносливость») и здоровых молодых лиц, не занимающихся спортом систематически (n=40). Все испытуемые выполняли тест Ромберга, то есть находились в основной стойке с открытыми (52 сек)

и затем с закрытыми (52 сек) глазами на стабилоплатформе («Стабилан 01-2. ОКБ Ритм»). Для анализа устойчивости вертикальной позы использовали показатели разброса по сагиттали (Q_x) и фронтالي (Q_y), линейную (ЛСС) и угловую (УСС) скорости колебания ОЦД. *Открытые глаза.* Анализ устойчивости с открытыми глазами во фронтальной плоскости показал, что ни одна из групп спортсменов не отличалась по сравнению с контролем по показателю Q_x (Рис. 13).

Основная стойка с открытыми глазами

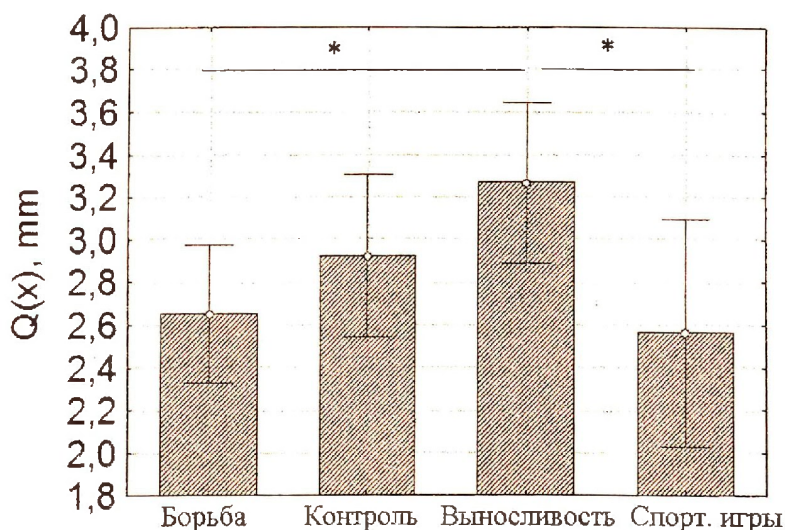


Рис. 12. Разброс по фронтالي в группах в тесте основная стойка с открытыми глазами. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p=0,056$.

Однако представители групп «Борьба» и «Спортивные игры» показали меньшие величины Q_x относительно спортсменов группы «Выносливость», что указывало на повышенную способность сохранять устойчивость вертикальной позы во фронтальной плоскости у этих спортсменов.

Основная стойка с открытыми глазами

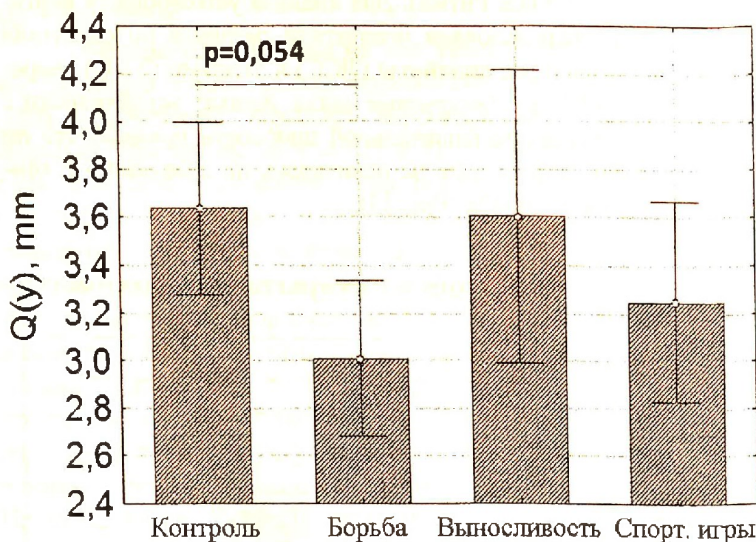


Рис. 13. Разброс по сагиттали в группах спортсменов в тесте основная стойка с открытыми глазами. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p=нд$.

Оценка устойчивости в сагиттальной плоскости была практически одинаковой в группах, однако у борцов показатель Q_y был несколько меньше, чем в контроле (Рис. 13). У всех спортсменов была снижена угловая скорость колебаний ОЦД (Рис. 14) относительно не спортсменов, без различий между отдельными группами спортсменов. Оценка линейной скорости колебаний ОЦД показала, что только спортсмены-игровики обладали сниженной ЛСС относительно контроля ($p<0,01$). Эти результаты позволяют заключить, что в обычных условиях стояния все группы спортсменов характеризуются снижением угловой скорости колебаний тела, а игровики еще и сниженной линейной скоростью. Скорость колебаний отражает напряжение механизмов постуральной регуляции, или «плату» за обеспечение определенной степени устойчивости, которая, в свою очередь, выражается величинами разброса колебаний по фронтالي и

сагиттали [46]. Следовательно, у представителей игровых видов спорта в простейших условиях стояния на твердой поверхности с открытыми глазами наблюдается минимальное напряжение механизмов регуляции позной устойчивости. При этом степень устойчивости или границы области колебаний у них не отличаются от не спортсменов. Напротив, у борцов в основной стойке с открытыми глазами степень устойчивости в сагиттальной плоскости имела тенденцию к повышению при отсутствии различий в линейной скорости и, вероятно, в уровне напряжения механизмов регуляции позы. Наименьшие изменения в устойчивости позы по сравнению с контролем были выявлены у спортсменов, тренирующихся на выносливость, а устойчивость во фронтальной плоскости была ниже, чем у других спортсменов.

Основная стойка с открытыми глазами

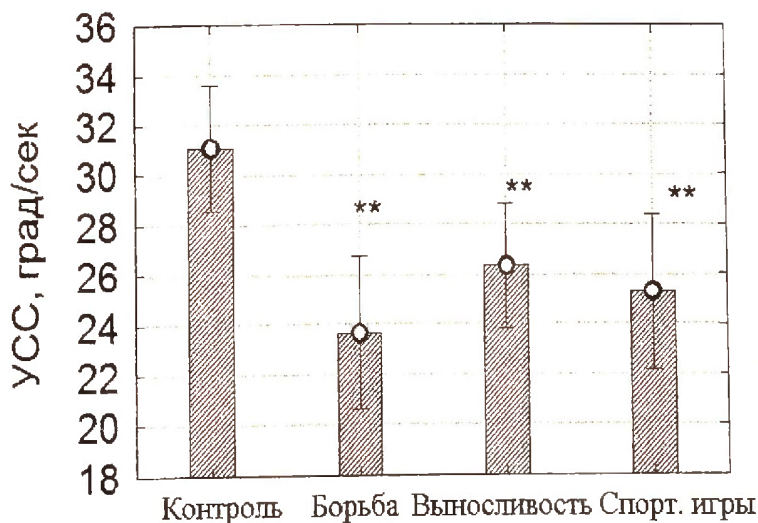


Рис. 14. УСС у спортсменов в основной стойке с открытыми глазами. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p < 0,01$.

Основная стойка с открытыми глазами

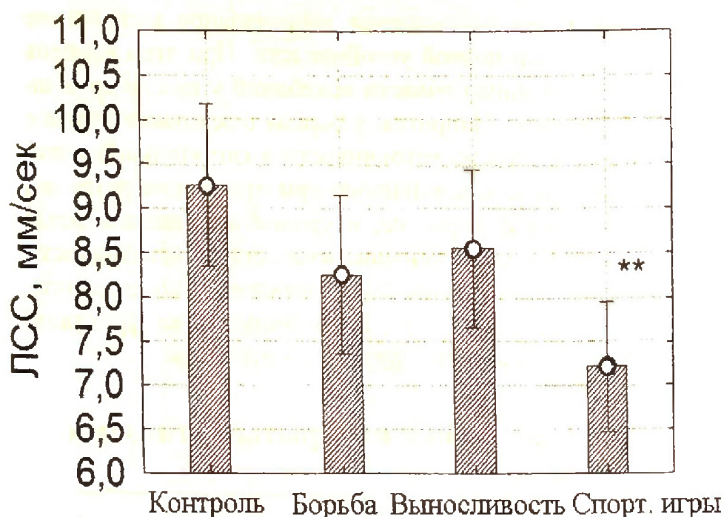


Рис. 15. ЛСС у спортсменов в основной стойке с открытыми глазами. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p < 0,05$.

Закрытые глаза. В условиях удаления зрительной информации происходило снижение устойчивости вертикальной позы по всем показателям у представителей всех групп. Степень увеличения Q_x и Q_y во всех группах были примерно одинакова, а степень прироста линейной скорости оказалась ниже во всех группах спортсменов. Как следствие, снижение степени устойчивости вертикальной позы и увеличение напряжения механизмов ее поддержания были меньше у спортсменов. Повышенная устойчивость вертикальной позы при закрытых глазах у борцов проявилась еще в большей мере: показатели разброса по фронтالي (Рис. 16) и сагиттали (Рис. 17) у них стали существенно меньше, чем в контроле, а во фронтальной плоскости меньше, чем у тренирующихся на выносливость ($p < 0,01$). Напротив, у других спортсменов эти показатели не отличались от контрольных величин.

Основная стойка с закрытыми глазами

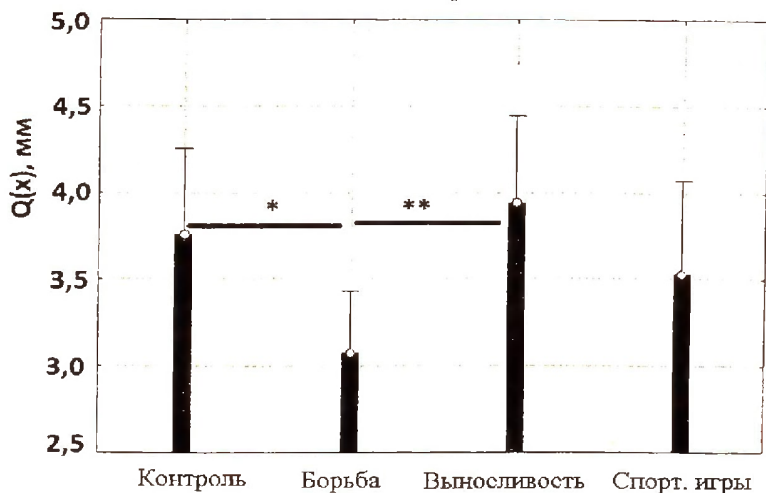


Рис. 16. Разброс по фронтالي ($Q(x)$) у спортсменов в основной стойке с закрытыми глазами. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p < 0,05$.

Основная стойка с закрытыми глазами

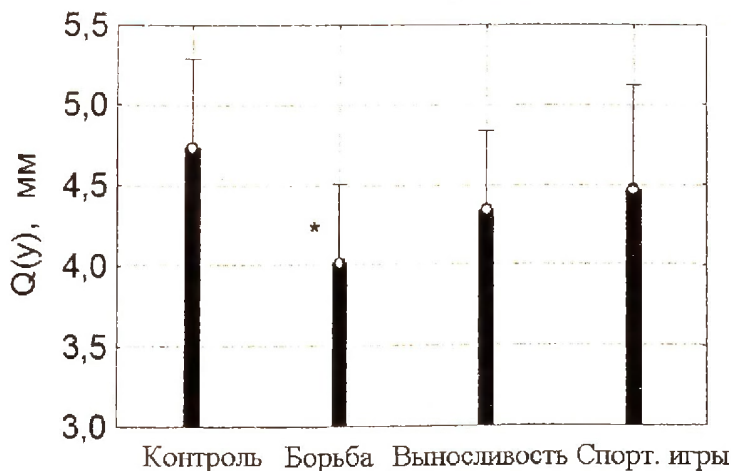


Рис. 17. Разброс по сагиттали ($Q(y)$) в группах спортсменов в основной стойке с закрытыми глазами. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p < 0,05$.

При закрытых глазах во всех группах спортсменов и линейная (Рис. 18) и угловая скорости колебаний ОЦД были меньше, чем в контроле. Это указывает на меньшее напряжение системы постуральной регуляции для обеспечения устойчивости вертикальной позы в отсутствии зрительной информации. Таким образом, спортсмены всех исследованных видов проявили более совершенный уровень регуляции вертикальной позы в условиях лишения зрительного контроля. При этом спортсмены-борцы проявили самую высокую степень устойчивости позы, как во фронтальной, так и сагиттальной плоскости, по данным Q(x и y).

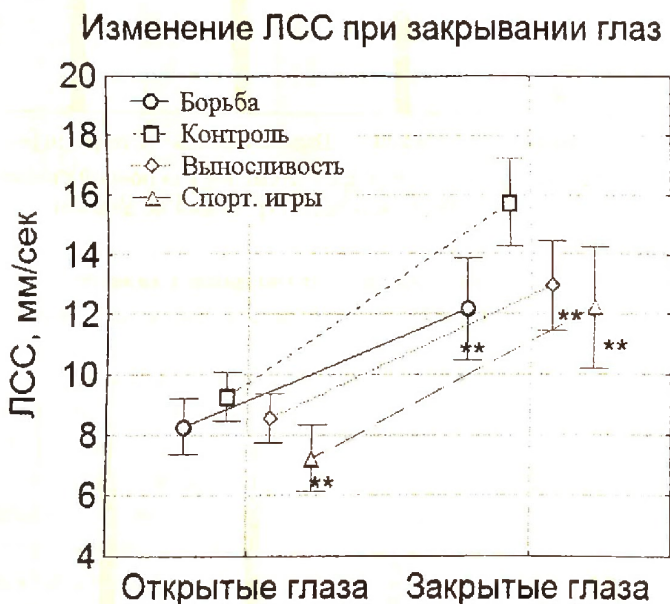


Рис. 18. Линейная скорость колебаний ОЦД у спортсменов в основной стойке с открытыми и закрытыми глазами. ** – $p < 0,01$ по сравнению с контролем. Различия в реакции между всеми группами по данным ANOVA $p < 0,05$.

Полученные результаты о более высокой устойчивости вертикальной позы при отсутствии зрительной информации у представителей различных видов спорта в целом согласуются с

другими работами. Например, у триатлонистов в стойке с закрытыми глазами [118], игроков-футболистов [40, 136] борцов-дзюдоистов [139], гимнастов [157] также показана более высокая вертикальная устойчивость. Приведённые литературные данные и собственные результаты указывают, что долговременная адаптация к интенсивным физическим нагрузкам практически в любых видах спорта ведет к совершенствованию постуральной регуляции, причём в наибольшей мере это проявляется как снижение скорости колебаний ОЦД тела в условиях отсутствия зрительной информации. В условиях присутствия зрительного контроля позы различия в постуральной устойчивости выражены минимально, общей особенностью было только снижение угловой скорости.

Такие данные наталкивает на предположение, что преимущества системы регуляции позы у спортсменов не всегда проявляются в самых простых условиях стояния, но становятся заметными при повышении требований к системе поддержания равновесия.

В условиях основной стойки на твердой опоре с открытыми глазами система регуляции позы использует для контроля вертикального положения тела всю постурально-значимую сенсорную информацию: зрительную, вестибулярную и проприоцептивную [6, 64]. Вся сенсорная информация поступает в ЦНС и интегрируется, формируя комплексное чувство вертикального положения тела. В случае если поступление информации по какому-либо из указанных сенсорных каналов становится ограниченным (вследствие изменения внешних условий или снижения чувствительности сенсорной системы), система регуляции позы более эффективно использует оставшиеся афферентные каналы для поддержания устойчивости позы [141, 160]. В результате система поддержания равновесия способна компенсировать «слабость» какого-либо одного звена или подсистемы и обеспечивать достаточно эффективную регуляцию вертикальной позы в обычных несложных условиях так, что существенные различия в скоростях и, особенно, в диапазонах колебаний ОЦД в различных группах испытуемых могут не проявляться вообще [79, 142]. Схожие результаты были получены на гимнастах топ-класса – у них не было выявлено отличий в устойчивости верти-

кальной позы в обычном тесте Ромберга по сравнению с не гимнастами у, которых функция равновесия тренирована ниже [33, 157]. Также не было выявлено явных различий при сравнении статического и динамического равновесия в стандартных тестах между гимнастами (более тренированные на «равновесие») и футболистами (менее тренированные на «равновесие») [44]. Следовательно, невыраженные различия по большинству показателей стабиллографии в нашей работе между спортсменами и контролем в простом тесте (основная стойка с открытыми глазами) могут быть связаны с невысокой нагрузкой на систему поддержания равновесия.

Общим отличием всех групп спортсменов от контрольной группы было снижение угловой средней скорости (Рис. 14) в основной стойке с открытыми глазами. Угловые ускорения тела человека регистрируются полукружными каналами вестибулярной системы [5, 7]. Снижение угловой скорости колебания ЦД у борцов может указывать, что вестибулярная система у всех спортсменов более чувствительна к угловым ускорениям. Однако, как показали результаты работы [61], ускорения, регистрируемые при спокойном стоянии, практически не ощущаются рецепторами полукружных каналов, следовательно, высокая чувствительность вестибулярной системы у спортсменов как причина сниженной угловой скорости маловероятна. Более того, если движения с угловыми ускорениями есть в арсенале борцов и игроков, то они почти отсутствуют у спортсменов циклических видов: бегунов и лыжников. Мы полагаем, что более низкая УСС у спортсменов может быть связана со снижением напряжения постуральных мышц, например, мышц голеностопного сустава, и снижением жесткости суставов. Действительно, у всех спортсменов сократительные свойства мышц выше. Следовательно, для поддержания вертикальной позы рекрутируется меньшее число мышечных волокон, и относительно большая их часть напряжена в незначительной степени. Это, возможно, ведет к снижению жесткости суставов и уменьшению угловой скорости колебаний. Поскольку увеличение жесткости суставов, например, с помощью искусственного ограничения их подвижности, ведет к увеличению частоты колебаний [25, 106], то снижение мощности колебаний в области высоких частот у спортсме-

менов может указывать на снижение мышечного напряжения и связанной с этим суставной жесткости. Анализ спектральных показателей стабиллограммы показывает, что у спортсменов действительно мощность высокочастотных колебаний была снижена: у борцов в сагиттальной плоскости, а у игроков и тренирующихся на выносливость – по фронтالي (Рис. 19). Угловая средняя скорость была положительно связана с РwВЧ по фронтали ($r=0,38$, $p<0.001$) и сагиттали ($r=0,41$, $p<0,001$), но отрицательно с мощностью низкочастотных колебаний в обеих плоскостях ($r=-0,26$, $p=0.01$). Следовательно, снижение мощности РwВЧ колебаний по фронтали (группа «Выносливость» и «Спортивные игры») и сагиттали (группа «Борьба» в стойке с открытыми глазами может указывать на снижение напряжения постуральных мышц, снижение жесткости суставов, что может обуславливать снижение угловой скорости в этих условиях. Остается не совсем ясно, почему сниженной оказалась только угловая скорость, а линейная скорость в этих условиях была понижена только у игроков.

Кроме механизма, связанного с уменьшением жесткости суставов, снижение угловой скорости может быть обусловлено выбором более эффективной и экономичной сенсомоторной стратегии «лодыжки» в поддержании равновесия в основной стойке. Доминирование этой стратегии наблюдается в молодом возрасте, то есть когда все системы – сенсорные, мышечная и центральная нервная – работают слаженно и эффективно [5, 77]. Со снижением возможностей этих систем вклад стратегии «лодыжки» в регуляцию позы может уменьшаться. По данным Gatev P. et al. [66], увеличение угловых колебаний происходит при ускорении движений в тазобедренном суставе, следовательно, меньшая угловая скорость у борцов может быть связана с меньшим вкладом стратегии «бедра» в регуляцию вертикальной позы в основной стойке.

Следующей общей отличительной особенностью всех групп спортсменов от лиц, не занимающихся спортом, было менее выраженное увеличение линейной скорости колебаний ОЦД при закрывании глаз (Рис. 18). В результате в этих условиях ЛСС стала сниженной во всех группах. Это указывает, что для обеспечения равных (а у борцов – меньших) по данным Qx и Qy

пределов колебаний тела система постуральной регуляции спортсменов функционирует с меньшим напряжением, то есть с меньшими энергозатратами.

Основная стойка с открытыми глазами

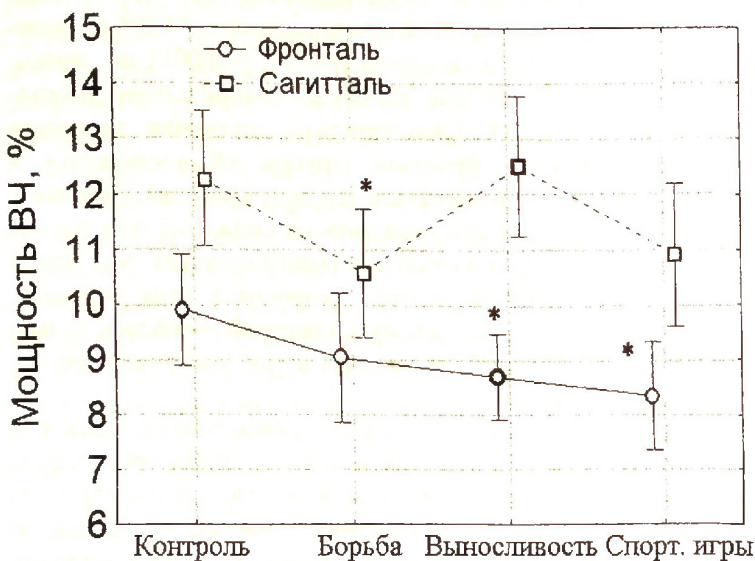
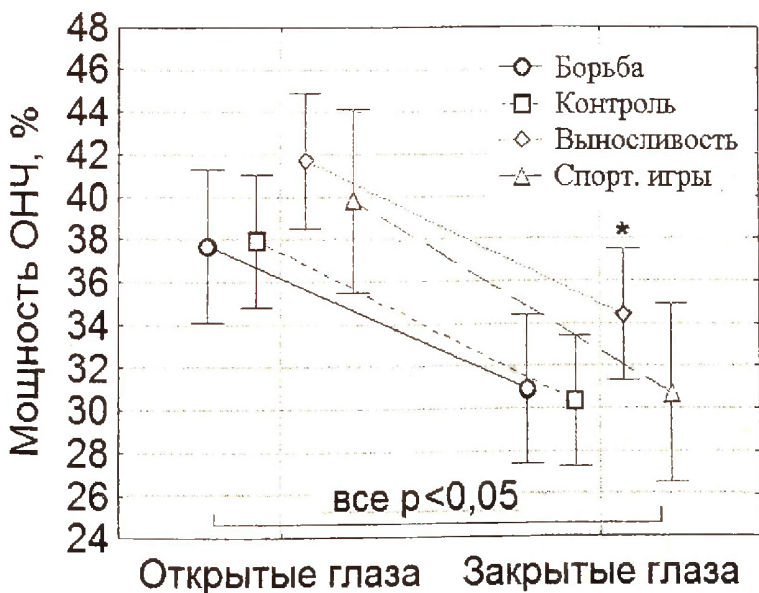


Рис. 19. Мощность высокочастотных колебаний (ВЧ) по фронтالي в основной стойке с открытыми глазами в группах спортсменов. * – $p < 0,05$ по сравнению с контролем.

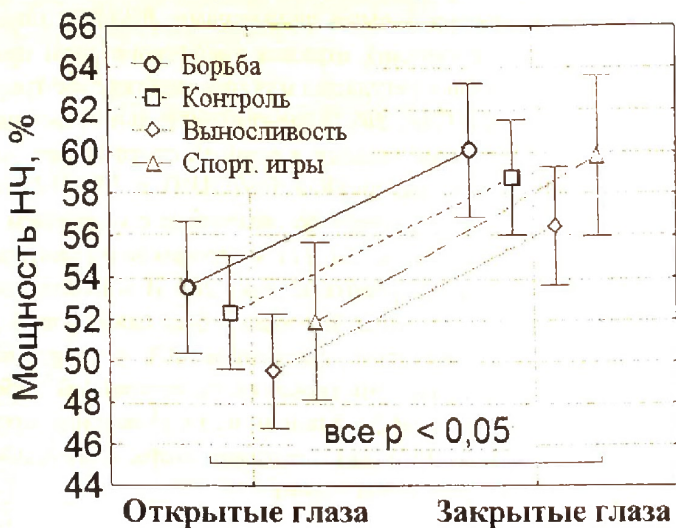
В стойке с закрытыми глазами регуляция позы осложняется вследствие дефицита зрительной информации. В результате ЦНС в большей мере начинает использовать проприоцептивную и вестибулярную информацию, возрастает доля анализа получаемых сигналов в ЦНС. Все это отражается на стабилметрических показателях: пределы колебаний и линейная скорость колебаний увеличиваются. Хотя общая мощность колебаний во всех частотных диапазонах при закрывании глаз увеличивается [134], относительные величины спектральных показателей проявляют разнонаправленные изменения: $PW(ОНЧ)$ резко снижается, от-

ражая уменьшение роли зрительной информации в регуляции позы, PW(НЧ) резко возрастает, отражая роль корковых процессов в управлении постуральными движениями, PW(ВЧ) также растет (особенно по фронтالي), отражая увеличение роли проприоцептивных сигналов в регуляции и общее напряжение тонуса постуральных мышц (Рис. 20). Анализ спектральных показателей в стойке с закрытыми глазами в группах спортсменов показал, что существенных различий в PW(ОНЧ) и PW(НЧ) не наблюдалось, а PW(ВЧ) была ниже по сравнению с контролем у борцов в обеих плоскостях (Рис. 20, 21), у игроков по сагиттали (Рис. 21) и у бегунов по фронтали (Рис. 20). В контрольной группе уровень высокочастотных колебаний был наибольший в обеих плоскостях. Следовательно, сниженная ЛСС у спортсменов в стойке с закрытыми глазами может быть, по крайней мере, частично, связана с более эффективным использованием проприоцептивной информации и, как следствие этого, снижением уровня напряжения постуральных мышц.

а) Реакция ОНЧ на закрывание глаз



б) Реакция НЧ на закрывание глаз



в) Реакция ВЧ на закрывание глаз

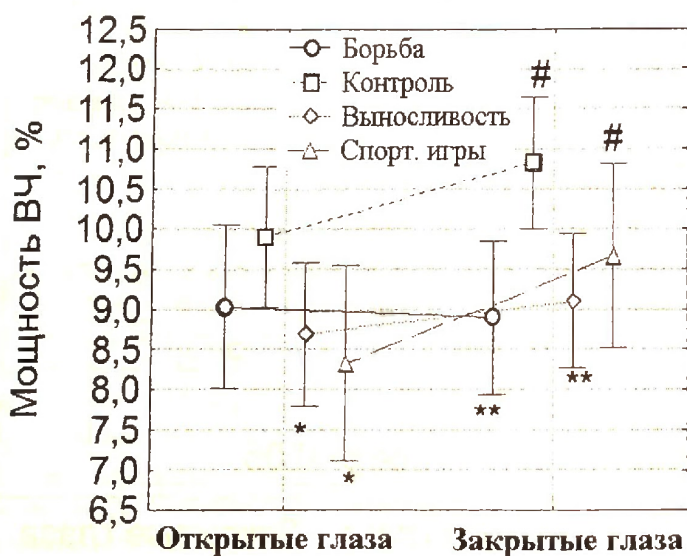


Рис. 20. Изменение мощности колебаний по фронтالي в очень низкой, низкой и высокочастотной области спектра при закрывании глаз в группах спортсменов. * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$ по сравнению с контролем в соответствующем положении. # – по сравнению с положением открытые глаза для рисунка «в». Различия в изменении показателей по данным ANOVA на рисунках «а» и «б» $p = \text{нд}$, на рисунке «в» $p < 0,05$.

Изменение мощности ВЧ на закрывание глаз

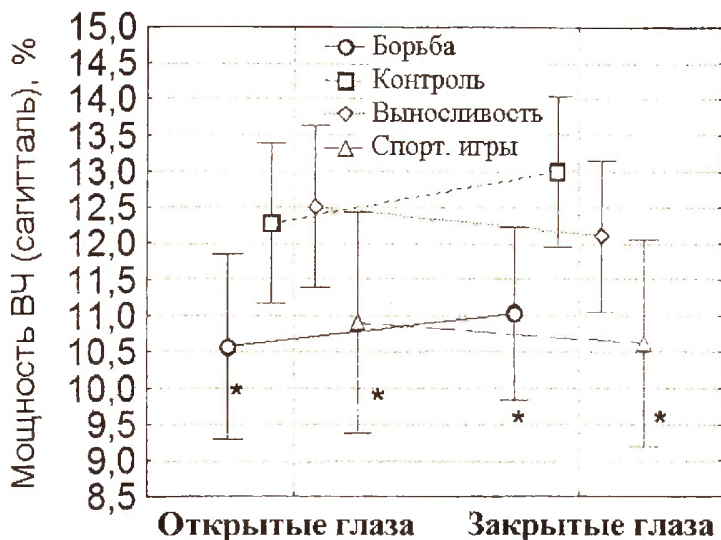


Рис. 21. Мощность высокочастотных колебаний по сагиттали в основной стойке с открытыми и закрытыми глазами в группах. * – $p < 0,05$ по сравнению с контролем в соответствующем положении. Различия между всеми группами по данным ANOVA $p = \text{нд}$.

Вместе с тем, поструральная регуляция у спортсменов разных специализаций проявила специфические особенности.

1. У борцов система регуляции позы в наименьшей степени использует зрительную информацию.

2. У спортсменов-игровиков высокая устойчивость вертикальной позы обеспечивается при значительном вкладе зрительной информации.
3. Спортсмены, тренирующихся в циклических видах, проявили наименьшую степень устойчивости во фронтальной плоскости по сравнению со спортсменами других специализаций.

Наибольшая устойчивость вертикальной позы в стойке с закрытыми глазами, как показано самыми низкими величинами Q_x и Q_y , была выявлена у борцов. Эти данные свидетельствуют о более эффективной регуляции вертикальной позы в условиях отсутствия зрительной информации. Наши результаты согласуются с литературными данными. Схожие сравнительные исследования, проведенные с участием дзюдоистов и танцоров балета [139], выявили, что дзюдоисты были более устойчивы, чем не спортсмены и танцоры балета в основной стойке с закрытыми глазами. У дзюдоистов как скорость, так и площадь колебаний ОЦД были ниже, чем в контроле при открытых и закрытых глазах, однако степень различий была выше при закрытых глазах. Более того, при лишении зрительной информации дзюдоисты показали более высокую устойчивость и по отношению к танцорам балета. Как приведённые литературные данные, так и собственные результаты указывают, что борцы в большей мере используют проприоцептивную информацию в условиях удаления зрительных сигналов. Вероятно, эти особенности регуляции позы, по крайней мере, частично, вызваны эффектом тренировок в единоборствах. Действительно, во время борцовских поединков спортсменам необходимо постоянно контролировать устойчивость позы. Условия равновесия постоянно нарушаются как в результате собственных движений, так и под влиянием силовых действий противника. Кроме того, условия поддержания равновесия в борьбе меняются практически мгновенно, в результате информация, поступающая от зрительного анализатора, и ее относительно длительная обработка в ЦНС ведет к задержке необходимых постральных коррекций. Как следствие, система постральной регуляции у борцов использует более быстрые (за счет обработки и анализа) и надежные сигналы от проприоцепторов мышц, суставов и прессорецепторов стопы при наименьшем участии зрительных сигналов. В результате у бор-

цов формируется специфическая система постуральной регуляции, предпочтительно использующая проприоцепторную и вестибулярную информацию, которая обеспечивает высокую устойчивость позы в отсутствии зрения.

Следует отметить, что для спортсменов вообще характерна более эффективная проприорецепция по сравнению с нетренированными лицами. В различных работах показано, что точность мышечного и суставного чувства (оценка пассивного и/или активного суставного угла) в голеностопном или коленном суставах у спортсменов гимнастов [37, 102], хоккеистов и танцоров балета [103] выше, чем у не спортсменов, что указывает на повышенную проприоцептивную чувствительность постурально важных звеньев опорно-двигательного аппарата у этих спортсменов. У представителей этих видов спорта также повышена устойчивость в стабилеографических тестах, что в целом можно связать с большей проприоцептивной чувствительностью. Более того, ряд исследований показывает повышение устойчивости вертикальной позы под влиянием физической тренировки, связанной с совершенствованием проприоцептивного чувства и силы мышц ног у здоровых лиц [41], а также под влиянием координационной тренировки в составе физиотерапии у больных с артритом коленного сустава или под влиянием силовой тренировки у пожилых лиц [131]. Совокупность этих данных позволяет сказать, что под влиянием координационной тренировки проприоцептивная чувствительность увеличивается, что является важным фактором в совершенствовании постурального контроля.

Физиологический механизм роста эффективности использования проприоцептивной информации постуральной системой под влиянием спортивных тренировок и у борцов в частности, на наш взгляд, может быть обусловлен эффектом обучения сенсомоторным способностям (реакциям) в тренировочном процессе в спортивной борьбе. В процессе учебно-тренировочных занятий борцы фактически учатся быстро и точно реагировать на зрительные и соматосенсорные сигналы, учатся выделять наиболее значимые сенсорные сигналы из всей информации, что обеспечивает им повышение точности двигательных реакций при проведении двигательных коррекций верти-

кальной позы. Это соответствует предложенной рядом авторов [32, 102, 104] концепции повышения эффективности сенсомоторных способностей у спортсменов координационных видов спорта *через механизм обучения*. Важным моментом в этом процессе является совершенствование не периферической чувствительности: зрения, проприорецепции и вестибулярного аппарата, а центральных процессов их обработки, интеграции и формирования автоматизмов. Действительно, работ, в которых бы установили причинно-следственную связь между повышенными проприоцептивной чувствительностью механорецепторов в суставах и мышцах и устойчивостью позы у спортсменов координационных видов спорта, пока нет [32]. Наиболее убедительным является предположение, что в основе роста проприоцептивной чувствительности у спортсменов координационных видов лежит совершенствование *нейросенсорных путей* [37, 102], в которых выделяют развитие центральных и периферических нейронных механизмов [34, 37, 102]. Хотя авторы не исключают истинного роста чувствительности рецепторного аппарата, то есть периферического нейронного пути [37, 102], однако полагают, что, вероятнее всего, совершенствование проприоцептивной системы связано с центральным звеном. У спортсменов быстрее происходит обработка афферентной информации, более эффективно выделяются самые значимые сигналы с периферических сенсоров, кроме того, ответные двигательные реакции в процессе обучения автоматизируются. В процессе тренировки, требующей координации движений, спортсмены учатся «точнее чувствовать» положение и ускорения суставов и/или всего тела с помощью развития способности концентрировать внимание и выделять наиболее ценные проприоцептивные сигналы для оценки ускорений и положений звеньев суставов. Во время такого обучения спортсмены проходят от когнитивной фазы (высокой концентрации внимания на сенсорной информации, высоковариативных и медленных движений) через ассоциативную (формирование нервных связей в ЦНС) к автономной фазе (снижение внимания на сенсорной информации и двигательных реакциях, формирование программ действия), когда навыки оценивать ускорения и положения суставов автоматизируются и переходят из сознания на подсознательный уровень. В результа-

те увеличивается не чувствительность механорецепторов, а вероятность более точной оценки положения тела и его частей [32]. Под влиянием такой тренировки, вероятно, развиваются определенные структурные изменения в центральной нервной системе, например, увеличивается представительство соматосенсорного поля в сенсорной коре головного мозга [113]. Таким образом, концепция роста эффективности нейро-сенсорных путей под влиянием учебно-тренировочного процесса у спортсменов вообще и у борцов в частности позволяет объединить повышенную устойчивость позы с развитой проприорецепцией.

Спортсмены-игровики, напротив, отличались сниженной ЛСС колебаний ОЦД в стойке с открытыми глазами, что указывает на высокую эффективность использования зрительной информации в регуляции устойчивости позы. В отсутствии зрительной информации показатели ЛСС и УСС у игровиков были схожими с показателями, показанными представителями других видов спорта. Эти особенности мы также связываем с условиями равновесия и ориентации тела, возникающими в спортивных играх. В играх с мячом или шайбой постоянно требуется решать задачу сохранения равновесия, но в первую очередь – ориентироваться на площадке как относительно мяча/шайбы, так и относительно поля и других игроков. Для решения этих задач нагрузка в большой мере ложится на зрительный анализатор [79, 110]. В ходе долговременной адаптации к физическим нагрузкам в спортивных играх в результате формируется постуральная система, обладающая другой специфической способностью – высокой эффективностью в использовании информации от зрительного анализатора для обеспечения постуральной регуляции и, вероятно, ориентации в пространстве. Как результат, в присутствии зрительной информации обеспечение устойчивости позы происходит с наименьшими затратами – сниженными линейной и угловой скоростями колебаний тела.

Литературные данные показывают высокую устойчивость позы как с открытыми [111], так и с закрытыми глазами [40], в биопорном [52] и в монопорном положениях [111]. В обычных тестах в стойке на двух ногах с открытыми глазами футболисты, как правило, не отличаются по стабиллографическим показателям от квалифицированных гимнастов – спортс-

менов, представляющих эталон функции равновесия [44, 161]. В исследовании Biес E., Kuczynski M. [40] юные футболисты показали более высокую устойчивость (сниженные величины разброса, а также скорости и частоты колебаний) во фронтальной плоскости как с открытыми, так и с закрытыми глазами. При этом в последнем случае так же, как и в нашем исследовании, различия были более выражены, означая меньшую зависимость поструральной регуляции от зрительной информации.

Сравнительные исследования спортсменов разных видов при участии представителей спортивных игр показывают, что в целом игроки (футболисты) не уступают по функции равновесия гимнастам [44] или борцам [81]. Сравнительный анализ статического (тест на сохранение равновесия на подвижной платформе с подсчетом ошибок) и динамического (тест на максимальное отклонение ведущей ноги по 8-ми направлениям в стойке на одной ноге) равновесия у футболистов, гимнастов и баскетболистов [44] показал, что футболисты не отличались по статическому или динамическому равновесию от гимнастов. Вместе с тем, футболисты имели более высокую динамическую устойчивость (сделали меньше ошибок), чем баскетболисты, тогда как у гимнастов отмечалась более высокая, чем у баскетболистов, статическая устойчивость. Hosseinimher S.H. et al. [81] при сравнении футболистов, гимнастов и борцов установили, что гимнасты в поструральных тестах (измерение длины пройденной дистанции по узкой перекладине) имели наименьшую зависимость от зрения, то есть показывали наилучшие результаты в условиях закрытых глаз, а также при закрытых глазах в условиях искажения проприоцептивной информации (вибрация сухожилий). Борцы и футболисты показали одинаковые результаты в этих поструральных тестах.

Matsuda S. et al. [111] выявили самую высокую устойчивость в сагиттальной и фронтальной плоскости (сниженную длину пути колебаний по фронтали и сагиттали) в стойке на одной ноге (как ведущей, так и не ведущей ноги) с открытыми глазами у футболистов по отношению к пловцам, баскетболистам и не спортсменам. Авторы полагают, что футболисты в большей мере используют проприоцептивную информацию для стабили-

зации позы, чем пловцы или не спортсмены, и эта способность у них развивается в процессе тренировок.

Большая часть исследований в целом согласуется с нашими данными: представители игровых видов спорта, особенно футболисты, обладают более высокой поструральной устойчивостью, чем не спортсмены, при этом функция равновесия у них развита примерно одинаково с представителями других видов спорта, например, с борцами или гимнастами. Однако игровики обладают и специфическими особенностями системы поструральной регуляции. По нашим данным, она связана с высокой эффективностью использования информации, поступающей от зрительного анализатора, для обеспечения вертикальной позы с наименьшим напряжением механизмов регуляции.

Спортсмены, тренирующиеся на выносливость – лыжники и бегуны – проявили более совершенный уровень поструральной регуляции по отношению к контрольной группе, но менее эффективный уровень по отношению к другим группам спортсменов. По сравнению с нетренированными лицами у них отмечались сниженные УСС в стойке с открытыми глазами и сниженные значения УСС и ЛСС в стойке с закрытыми глазами, что в целом указывает на более эффективную систему регуляции позы относительно не спортсменов. Однако разброс ОЦД по фронтали в стойке с открытыми глазами у них был выше, чем у борцов и игровиков, а в стойке с закрытыми глазами – существенно больше, чем у борцов, что указывает относительно сниженную устойчивость позы во фронтальной плоскости относительно других спортсменов. Такой результат был вполне предсказуем, поскольку в спортивной практике этих представителей количество движений, совершаемых с вращениями, поворотами и изменениями направлений движений, немного. Как следствие, у бегунов в меньшей мере развиваются адаптивные механизмы, ведущие к совершенствованию фронтальной устойчивости. Литературные данные также в целом согласуются с нашими выводами. Одни из немногих, кто изучал поструральную регуляцию у триатлонистов (спортсменов, в наибольшей мере развивающих выносливость, поскольку их соревнования состоят из плавания (3,8 км), шоссейной гонки на велосипеде (180 км) и марафонского бега (41,295 км) общей продолжительностью 9 – 12 часов),

были венгерские исследователи [118]. С помощью стабиллографического метода ими показано, что в стойке с открытыми глазами триатлонисты не отличались по скоростям колебаний ОЦД в обеих плоскостях от физически активных лиц – непрофессиональных спортсменов, но показали сниженную скорость колебаний в обеих плоскостях при закрытых глазах, при этом наиболее выраженные различия были отмечены во фронтальной плоскости. Интересно, что закрывание глаз практически не изменяло стабиллографические показатели у спортсменов. Кроме сниженной скорости колебаний по фронтали у триатлонистов наблюдались уменьшение мощности колебаний всех частотных диапазонов (очень низкой, низкой и высокой частоты по фронтали) в стойке с открытыми глазами и уменьшение спектральной мощности в зоне низких и высоких частот в стойке с закрытыми глазами. Авторы заключили, что у спортсменов-триатлонистов система регуляции позы совершенствуется, особенно это характерно для фронтальной устойчивости. Они полагают, что данные изменения связаны с более высокой эффективностью использования проприоцептивной информации постуральной системой и/или лучшим контролем колебаний тела в тазобедренном суставе (мышц бедра, таза, низа спины) [118]. Действительно, фронтальная устойчивость во многом связана с регуляцией мышц бедра и минимизацией использования бедренной стратегии [165].

Вместе с тем, парадоксально низкая устойчивость вертикальной позы в стандартном стабиллографическом тесте без обуви была выявлена у высококвалифицированных профессиональных горных лыжников по сравнению с любителями слаломы [128]. В стойке с открытыми и закрытыми глазами у квалифицированных горнолыжников была больше площадь колебаний как на твердой опоре, так и в стойке на пресс-папье с подвижностью во фронтальной плоскости. Однако устойчивость позы в специфических условиях, то есть в горнолыжных ботинках, принципиально не отличалась от позы любителей, за исключением более высокой скорости колебаний ОЦД на пресс-папье, подвижной в сагиттальной плоскости [128]. Авторы заключили, что длительное использование в тренировочном процессе горнолыжной обуви, ограничивающей подвижность в голеностопном

суставе, приводит к неблагоприятным изменениям поструральной системы у горнолыжников.

В целом эти данные указывают на развитие специфических адаптационных изменений в различных видах спорта. В литературе представлены и некоторые другие специфические адаптации поструральной системы у спортсменов. Например, танцоры балета, использующие для точного исполнения танцевальных движений зрение и проприорецепцию, имели повышенную устойчивость вертикальной позы только с открытыми глазами (специфические условия для танца), тогда как при закрывании глаз (неспецифические условия) – преимущества не выявлялись [83]. Также оценка устойчивости в би- и моноопорном положении у дзюдоистов показала, что спортсмены, предпочтительно выполняющие технические элементы в биопорном положении, более устойчивы в стойке на двух ногах, а дзюдоисты, выполняющие технические элементы в моноопорном положении, более устойчивы в стойке на одной ноге [135]. Специфика тренировочного процесса оказала эффект на поструральную регуляцию у топ-гимнастов: площадь колебаний ОЦМ и ОЦД тела была меньше только в привычном для гимнастов моноопорном положении с открытыми глазами. В то же время в биопорном положении или в обеих позах, но с закрытыми глазами, различий не выявлено [33]. В целом следует заключить, что в наибольшей мере поструральные адаптации развиваются в специфических для каждого вида спорта условиях [33, 135], тестирование в неспецифических условиях может не выявить эти приспособительные изменения.

Спортивная квалификация и устойчивость вертикальной позы

Собственные результаты и данные литературы, представленные выше, показали, что спортсмены различных видов существенно отличаются от не занимающихся спортом по устойчивости вертикальной позы в обычной стойке при наличии и/или отсутствии зрительной информации. В наибольшей мере поструральные адаптационные перестройки происходят у спортсменов, которые в тренировочном процессе сталкиваются с

изменением и особенно усложнением условий сохранения равновесия тела. Однако из этих работ не совсем ясно, повышается ли постуральная устойчивость вместе с ростом спортивной квалификации спортсменов? С одной стороны, рост спортивного мастерства происходит вместе с совершенствованием различных сторон двигательного-координационного подготовленности, что, вероятно, должно вести к параллельному развитию и системы постуральной регуляции. Действительно, на основе гипотезы об общей моторной способности [30] можно предположить, что высокий уровень исполнения определенных движений проявляется в различных двигательных тестах. С другой стороны, устойчивость позы относится к неспецифическим функциональным способностям, в результате узконаправленная спортивная подготовка в конкретных двигательных действиях может не приводить к ее совершенствованию. Опубликованные работы, в которых сравниваются спортсмены разного уровня мастерства и квалификации, показывают противоречивые данные. Так, одни исследования указывают на повышенные способности регуляции позы у высококвалифицированных спортсменов [136, 171], в то же время другие авторы не находят существенных различий в этом аспекте [33, 134].

По данным французских исследователей [136], профессиональные футболисты национального уровня были более устойчивы в обычной вертикальной позе, а степень снижения устойчивости в положении с закрытыми глазами у них была меньше, чем у футболистов-любителей регионального уровня. Кроме того, стабильность вертикальной позы была выше у стрелков из винтовки международного уровня по сравнению со спортсменами национального уровня [58]. С другой стороны, в работе Noe F., Paillard T. [128], цитированной выше, в стандартных условиях показана сниженная постуральная устойчивость у горнолыжников национального уровня. Более того, скорость колебаний ОЦД в специфической амуниции (горнолыжных ботинках) была у них выше по сравнению с горнолыжниками любительского регионального уровня. Оценка устойчивости вертикальной позы у дзюдоистов разного уровня квалификации также указывает на преимущества у борцов интернационального уровня, однако они нивелировались при удалении зрительной информации [134].

Напротив, в работе [171] было выявлено повышенное динамическое равновесие у более квалифицированных дзюдоистов: спортсмены, имеющие коричневый пояс, проявили сниженную скорость смещения тела в вертикальной позе в первую секунду после неожиданного удаления внешнего воздействия, чем не спортсмены, при этом борцы с низкой степенью квалификации (зеленый пояс) не отличались от контроля. Следовательно, восстановление постурального баланса при его нарушении у борцов высокой квалификации было более быстрым. Следует отметить, что в последней работе регистрировалась не статическая постуральная устойчивость, а скорость ее стабилизации в динамических, а значит, более специфических для борьбы условиях.

Этим вышеприведенным работам противоречат исследования, в которых показано отсутствие различий у спортсменов разной квалификации в устойчивости вертикальной позы в простых тестах, а в ряде случаев, напротив, выявлено снижение устойчивости вертикальной позы. Отсутствие эффекта квалификации было показано на гимнастах в серии работ [33, 157]. Авторы заключают, что в обычных условиях стояния, например, в основной стойке на двух ногах, эффект высокой квалификации не проявляется ввиду неспецифичности задания. Напротив, усложнение условий, когда требуется привлечение ресурсов внимания [157] или в условиях, близких к тренировочным, например, в стойке на одной ноге [33], различия в устойчивости вертикальной позы начинают проявляться значительно. Косвенно справедливость этих данных подтверждает работа, в которой указывается на отсутствие тесных корреляций между показателями устойчивости позы в различных постуральных стабилметрических тестах [35].

Для выяснения вопроса о зависимости способности контролировать вертикальную позу в статических положениях от уровня квалификации спортсменов мы провели собственное исследование на борцах-самбистах [12]. Все спортсмены были разделены по уровню спортивной квалификации на две группы: «КМС», в которую вошли борцы ($n=13$), имеющие спортивный разряд «Кандидат в мастера спорта России», и «МС» – спортсмены, имеющие спортивное звание «Мастер спорта России» ($n=18$). Устойчивость вертикальной позы оценивали в обычной

основной стойке: 52 сек. с открытыми глазами и 52 сек. с закрытыми глазами.

Оценка устойчивости вертикальной позы у спортсменов разной квалификации показала (Табл. 2), что борцы МС практически не отличались по разбросу, линейной и угловой скоростям колебаний ОЦД в спокойном стоянии в стойке как с открытыми глазами, так и с закрытыми глазами. Однако в стойке с открытыми глазами у мастеров спорта спектр колебаний был сдвинут в область НЧ как во фронтальной ($p=0,024$), так и в сагиттальной плоскости ($p=0,029$) по сравнению с группой КМС. Кроме того, в сагиттальной плоскости у МС мощность ОНЧ была существенно выше, чем у КМС ($p<0,05$).

Таблица 2

Стабилографические показатели у борцов разной квалификации в положении стоя с открытыми и закрытыми глазами
($M \pm St.$ Отк.)

Показатель	МС	КМС	p=
Показатели устойчивости вертикальной позы в основной стойке			
Открытые глаза Qx, мм	2,81±1,17	2,78±0,66	Нд
Закрытые глаза Qx, мм	3,24±0,88	3,51±0,87	Нд
Открытые глаза Qu, мм	3,23±0,88**	2,85±0,72	Нд
Закрытые глаза Qu, мм	4,28±1,10**	4,74±1,45**	Нд
Открытые глаза ЛСС, мм/сек	7,9±2,1	10,0±3,3	Нд
Закрытые глаза ЛСС, мм/сек	12,3±3,9**	15,6±5,8**	Нд
Открытые глаза УСС, град/сек	23,9±6,2	23,3±8,0	Нд
Закрытые глаза УСС, град/сек	21,9±6,1*	22,0±6,8	Нд
Открытые глаза 60%Pw(F), Гц	0,530±0,172	0,698±0,216	0,05
Закрытые глаза	0,580±0,206	0,658±0,183	Нд

60%Pw(F), Гц			
Открытые глаза 60%Pw(S), Гц	0,595±0,184	0,755±0,197	0,05
Закрытые глаза 60%Pw(S), Гц	0,657±0,183	0,669±0,199	Нд

p – статистическая достоверность различий между группами МС и КМС, * – p<0,05 ** – p<0,01 достоверность различий между показателями в тестах с открытыми глазами и закрытыми глазами. Нд – недостоверно.

Таким образом, борцы с более высокой спортивной квалификацией (мастера спорта) практически не отличались от борцов низкой квалификации (кандидатов мастера спорта) по статической устойчивости в основной стойке в присутствии и отсутствии зрительной информации. Полученные данные поддерживают предположение о специфичности совершенствования двигательных способностей у спортсменов в процессе многолетних учебно-тренировочных занятий. То есть различия в простых неспецифических тестах между спортсменами одной тренировочной направленности, но разной квалификации и мастерства практически не проявляются, но, вероятно, появляются в специфических, чаще всего динамических заданиях на равновесие [136, 171]. Эти результаты не позволяют рекомендовать использование стабиллографического тестирования функции равновесия в простых положениях стоя с открытыми или закрытыми глазами для оценки уровня этой способности в зависимости от уровня спортивной квалификации и мастерства.

Влияние антропометрических данных на постуральную устойчивость у спортсменов

Ранее проведенные исследования показали, что антропометрические данные оказывают несущественное влияние на устойчивость позы в стабиллометрических тестах [6, 24]. Отсутствие связей между показателями стабиллографии и антропометрии обусловлено постоянством антропометрических данных у человека после окончания роста тела в длину. Как следствие, система постуральной регуляции адаптируется к этому «статическому» фактору и его влияние минимизируется.

Однако более современные работы указывают на связь регуляции равновесия с ростовесовыми показателями человека. С точки зрения биомеханики более высокий рост определяет и высокое положение ОЦМ над площадью опоры, что уменьшает угол устойчивости и, следовательно, должно вести к росту колебаний тела. В работе Chiari L. et al. [48] установлено, что только 11 из 55 стабилметрических параметров были независимы по данным множественной регрессии от антропометрических данных: роста, веса, максимальной ширины стопы, площади опоры, занимаемой стопами. Остальные индексы равновесия, в том числе линейные скорости колебаний ОЦД, размах колебаний и общая мощность спектра, частота на которой составляла 95% от общей мощности спектра, были тесно ($r=0.37-48$) и положительно связаны с антропометрическими показателями (особенно с ростом тела), причем связь усиливалась в положении с закрытыми глазами. В различных работах показана прямая связь длины тела с показателями колебания общего центра давления и тяжести тела в вертикальной позе [48, 59, 98]. В экспериментах на взрослых людях [48, 59], а также на детях-подростках [98] указывается на важное значение роста тела в объяснении повышенных колебаний ОЦД у лиц с более высоким ростом. Более того, показано, что ведущим фактором, определяющим повышенную постуральную устойчивость женщин относительно мужчин [59] и у девочек относительно мальчиков в тесте с закрытыми глазами, был меньший рост тела у лиц женского пола [98]. Сообщения о роли длины ног в постуральной устойчивости противоречивы. Одни авторы сообщают об отсутствии эффекта длины ног на устойчивость позы [117]. Другие обнаружили положительное влияние большей длины ног на устойчивость вертикальной позы, однако на очень маленькой выборке испытуемых [108]. На различные отклонения от нормы в строении стопы также указывают в качестве фактора, влияющего на равновесие позы. Нарушения в антропометрии стопы, деформации стопы могут быть причиной увеличения амплитуды колебания тела [112]. С другой стороны, есть противоположные этим результатам данные, указывающие на преимущества длинного роста тела и большей длины голени в снижении риска падения у пожилых японских женщин, однако авторы не проводили стабилметрических тестов [51].

В целом можно предположить, что антропометрические данные могут быть в качестве одного из дополнительных факторов, способного оказывать влияние на систему регуляции устойчивости позы. Однако роль антропометрии в регуляции равновесия у спортсменов пока остается мало изученной. Вместе с тем известно, что с ростом квалификации спортсменов все более специфичным становится их телосложение [20]. Так, у борцов больше преобладают характеристики мезоморфного типа, а у марафонцев и лыжников – эктоморфного. Вероятно, это обусловлено влиянием и тренировки, и спортивного отбора, поскольку специфические антропометрические данные дают биомеханические и другие преимущества спортсменам и способствуют достижению результата в конкретном виде.

Для выяснения связи показателей устойчивости вертикальной позы с антропометрическими данными и общей работоспособностью мы провели исследование с участием спортсменов-борцов и не спортсменов [23, 22]. Из антропометрических данных определяли: вес тела, рост тела, обхваты грудной клетки и бедер, клиническую базу (расстояние между передневерхними осями таза во фронтальной плоскости), длину ног (от передней верхней ости подвздошной кости до внутренней лодыжки в положении стоя). *Общую физическую работоспособность* определяли по тесту PWC170. Испытуемые выполняли ступенчато-возрастающую нагрузку на велоэргометре “Kettler FX1” до достижения ЧСС, превышающей в конце ступени 170 уд/мин. ЧСС во время работы (на 59-60 сек. каждой ступени) фиксировали с помощью пульсометра «Polar S810» (Финляндия). Величина нагрузки на первой ступени составила 50 Вт (длительность 3 мин) и увеличивалась на 30 Вт на последующих ступенях (длительность 1 мин). *Общую физическую работоспособность* определяли по мощности нагрузки в ваттах, при которой ЧСС=170 уд/мин.

При сравнении антропометрических данных борцов и не спортсменов было установлено (Табл. 3), что ведущим отличием борцов от контрольных испытуемых была меньшая длина ног и большая окружность грудной клетки. При одинаковом весе и росте стоя длина ног у борцов была в среднем меньше на 3,8 см ($p=0,014$), обхват грудной клетки – больше на 6,4 см ($p=0,027$). Множественный регрессионный анализ показал (Табл. 4), что в

положении с открытыми глазами из всех коррелируемых переменных (вес тела, клиническая база, охват грудной клетки, станова сила и индекс PWC170) независимую связь с УСС имели переменные: клиническая база ($r\beta = -0,27$, $p = 0,037$) и PWC170 ($r\beta = 0,44$, $p = 0,003$). В стойке с закрытыми глазами были выявлены те же переменные, которые независимо коррелировали с УСС: клиническая база ($r\beta = -0,28$, $p = 0,041$) и PWC170 ($r\beta = 0,41$, $p = 0,005$). Таким образом, угловая средняя скорость колебания ЦД определялась, главным образом, клинической базой и аэробной физической работоспособностью.

Таблица 3

Антропометрические данные и показатели физической работоспособности и становой силы в группах борцов и контроля
($M \pm \text{Ст. Отк.}$)

	Контроль (n=40)	Борьба (n=31)	p<
Вес тела, кг	71,2±11,6	75,2±12,7	
Рост тела, см	178,2±6,6	175,0±7,8	0,1
Длина стоп, см	27,1±1,1	26,8±1,3	
Клиническая база, см	23,8±2,1	24,5±1,9	
Длина ног, см	92,5±4,5	88,7±4,6	0,014
Рост сидя, см	93,9±3,2	93,0±3,6	
Обхват грудной клетки, см	93,4±7,2	97,9±9,2	0,027
Талия, см	80,3±9,1	80,3±7,0	
Бедра, см	99,4±7,7	98,3±6,8	
Становая сила, кг	117,5±27,5	174,8±28,4	0,0001
PWC170, Вт/кг	2,14±0,79	3,53±0,58	0,0001

Примечание: p – достоверность различий при сравнении средних между группами.

Поскольку клиническая база не отличалась между группами, то снижение УСС у борцов в основной стойке, в основном, было связано с повышенной аэробной работоспособностью, а не антропометрическими различиями. Следует отметить, что сила корреляционной связи индекса PWC170 с УСС в обоих положениях была слабая при простой линейной корреляции ($r = -0,30$, $p < 0,05$) и средней при множественном анализе ($r\beta = 0,41$,

$p=0,005$). Это указывает, что, вероятно, общая работоспособность обуславливает повышение устойчивости позы в основной стойке непосредственно, но связана с функцией равновесия опосредовано, через факторы, которые совершенствуются вместе с физической работоспособностью и одновременно участвуют в функции равновесия. К таким факторам можно отнести, например, проприорецепторную чувствительность, нервно-мышечную координацию или вязко-упругие свойства мышц.

Таблица 4

Корреляции между показателями антропометрии и стабилोगрафии в тесте «Основная стойка» в общей группе обследованных лиц ($n=71$) из борцов-самбистов ($n=31$) и контрольных испытуемых ($n=40$).

	Основная стойка открытые глаза					Основная стойка закрытые глаза					
	ЕИС	ЛСС	УСС	ЛССф	ЛССс	ЕИС	ЛСС	УСС	ЛСС ф.	ЛСС с	ЛСС с
Вес	0,09	0,13	-0,30 *	0,08	0,15	0,10	0,18	-0,31 **	0,07	0,25 *	0,21
Рост	0,25 *	0,21	-0,12	0,26 *	0,15	0,39 **	0,37 **	-0,17	0,43 **	0,31 **	0,32 **
Длина ноги	0,26 *	0,27 *	-0,03	0,29 *	0,24*	0,43 **	0,45 ***	-0,10	0,46 ***	0,42 **	0,39 **
Рост сидя	0,31 **	0,27 *	-0,15	0,24 *	0,26*	0,36 **	0,42 ***	-0,19	0,47 ***	0,36 **	0,32 **
Длина стопы	0,12	0,12	-0,15	0,13	0,11	0,35 **	0,24 *	-0,21	0,30 *	0,19	0,21
Клин База	0,08	0,18	-0,1 **	0,20	0,15	0,05	0,21	-0,32 **	0,19	0,22	0,19
Груд. клетка	0,04	0,07	-0,28 *	-0,01	0,12	0,02	0,08	-0,28 *	-0,06	0,16	0,03
Талия	0,14	0,12	-0,21	0,08	0,14	0,12	0,17	-0,27 *	0,04	0,23	0,21
Бедра	0,06	0,19	-0,18	0,09	0,23	0,07	0,27 *	-0,22	0,13	0,34 **	0,31 **
Стан. сила	-0,10	-0,04	-0,31 **	-0,03	-0,04	-0,05	-0,07	-0,29 *	-0,12	-0,03	-0,3 **
PWC 170	-0,15	-0,15	-0,29 *	-0,11	-0,16	-0,20	-0,31 **	-0,30 *	-0,28 *	-0,30 *	-0,44 ***

Примечание. *, **, *** – $p < 0,05, 0,01, 0,001$ соответственно

Если различия в угловой средней скорости между группами лишь в небольшой мере можно объяснить повышенной общей физической работоспособностью, то механизм снижения линейных скоростей колебания ОЦД в стойке закрытыми глазами может быть частично обусловлен антропометрическими пре-

имуществами телосложения у спортсменов-борцов, а именно меньшей длиной ног. Результаты показали, что средняя линейная скорость (ЛСС), а также ЛСС по сагиттали и фронтали в стойке с открытыми глазами коррелировала с длиной ног и длиной туловища (ростом сидя) (оба $p < 0,05$), а ЛСС во фронтальной плоскости коррелировала еще и с ростом всего тела (Табл. 4, $p < 0,05$). В положении с закрытыми глазами эти корреляции усилились, и значимость связей стала выше ($p < 0,01 - 0,001$). Среди всех антропометрических показателей, коррелирующих с ЛСС в стойке с закрытыми глазами (рост тела, длина ног, рост сидя, длина стопы, обхват бедер), только длина ног ($r\beta = 0,80$, $p = 0,005$). Рис. 22. $r = 0,45$, $p < 0,001$) и рост сидя ($r\beta = 0,52$, $p = 0,016$) оставались независимо связаны с ЛСС при множественном регрессионном анализе.

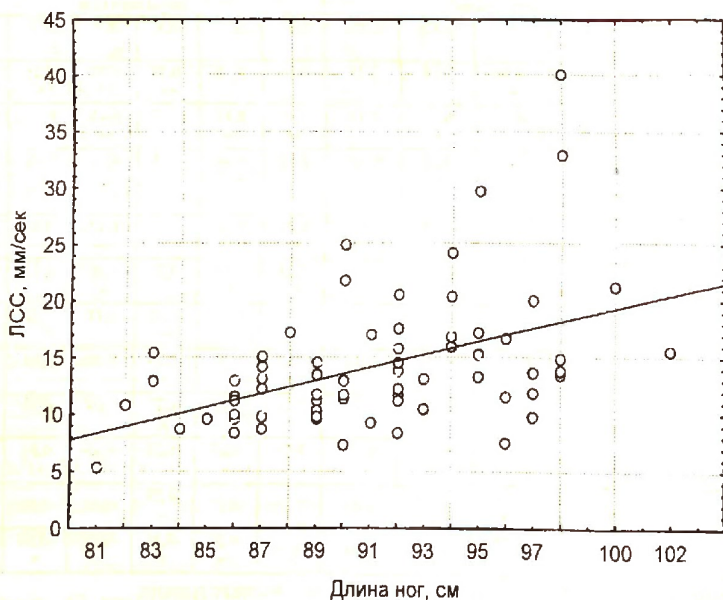


Рис. 22. Линейная корреляция между линейной средней скоростью (ЛСС) в тесте «Основная стойка с закрытыми глазами» и длиной ног в общей группе обследованных лиц ($r = 0,45$, $p < 0,001$, $n = 71$).

Необходимо заметить, что множественный регрессионный анализ «удалил» переменную PWC170 ($p > 0,1$) и оставил

антропометрические показатели – длину ног ($r\beta=0,79$, $p=0,011$) и рост сидя ($r\beta=0,44$, $p=0,051$) – в качестве независимых предикторов ЛСС в стойке с закрытыми глазами. Таким образом, из всех изученных в нашем исследовании антропометрических данных наибольшее значение для регуляции равновесия в обычной стойке при отсутствии зрительной информации имеют длина ног и длина туловища. Этот вывод почти полностью совпадает с работами других авторов, показавших важную роль длины тела [48, 59, 98] в вариабельности стабилеографических показателей в основной стойке.

Влияние антропометрических данных на устойчивость было выше в тесте с закрытыми глазами, то есть когда количество сенсорной информации уменьшается и растет вклад других факторов в регуляцию вертикальной позы. Появление или усиление зависимости устойчивости позы от антропометрических показателей в условиях отсутствия зрительной информации было показано и другими авторами [48, 105], что также согласуется и с нашими данными о росте вклада антропометрии в регуляцию позы при отсутствии зрительного сигнала. Установлено, что в стойке с закрытыми глазами активность системы постуральной регуляции растет, что проявляется в росте скорости и частоты колебаний ОЦД и увеличении мышечной жесткости [47].

Механизм корреляции ЛСС колебаний ОЦД с длиной туловища и особенно длиной ног можно объяснить, если представить биомеханическую модель регуляции вертикальной позы в виде перевернутого маятника с осью вращения в голеностопных суставах [5, 79]. Поскольку в спокойном положении основной стойки главными балансирующими колебаниями являются движения в голеностопных суставах [5, 79], высокий рост тела, особенно длина ног, будет уменьшать угол устойчивости и увеличивать момент инерции тела. Это, в свою очередь, увеличивает нагрузку на систему постурального контроля, необходимую для компенсации отклонения от вертикали, в результате устойчивость вертикальной позы уменьшается. Очевидно, что при прочих равных условиях более короткое телосложение будет иметь биомеханические преимущества в поддержании устойчивости по сравнению с длинной и узкой структурой тела. Следует отметить, что

сходные данные получены и в других работах по оценке роли разных типов телосложений [48, 98].

В нашей работе, кроме меньшей длины ног, у борцов была больше окружность грудной клетки, что указывает на мезоморфное телосложение у борцов: хорошо выраженная костно-мышечная масса и более широкое туловище. Ряд работ показывает, что независимо от спортивной тренировки лица с мезоморфной конституцией чаще имеют более устойчивую вертикальную позу в статических тестах на одной и двух ногах, чем лица, относящиеся к эктоморфам и, особенно, к эндоморфам [31, 98]. Хотя причины таких зависимостей не выяснены и могут определяться различными физиологическими отличиями, полагают, что повышенная устойчивость позы у мезоморфов во многом определяется более низким центром тяжести тела и большей долей мышечной массы, чем у двух других типов [73, 98]. Таким образом, меньшая длина ног у борцов была одним из факторов, который был связан с повышенной устойчивостью вертикальной позы в основной стойке с удалением зрительной сенсорной информации.

Влияние утомления на устойчивость вертикальной позы

В начале главы представлены работы, показывающие существенное снижение постуральной устойчивости под влиянием психофизического утомления. Однако различные аспекты этого феномена, такие как значение тренированности и работоспособности спортсменов, направленность и интенсивность физической нагрузки, скорость восстановления функции равновесия, остаются невыясненными.

Влияние субмаксимальной нагрузки на устойчивость позы у спортсменов

Для выяснения влияния физического утомления после субмаксимальной нагрузки на постуральную устойчивость у спортсменов мы провели собственные исследования [14, 15], в которых решали следующие задачи.

1. Оценивали степень снижения постуральной устойчивости у спортсменов-борцов после аэробной околомаксимальной

физической нагрузки в статических позах основной стойки и полуприседе.

2. Определяли связь степени снижения постуральной устойчивости со скоростью восстановления ЧСС спортсменов после аэробной околомаксимальной физической нагрузки в статических позах: «основная стойка» и «полуприсед».
3. Изучали скорость восстановления стабиллографических показателей после стандартной и максимальной аэробной велоэргометрической нагрузки у спортсменов-борцов.

При решении 1 и 2 задачи физическое утомление вызывали с помощью ступенчато-возрастающего аэробного велоэргометрического теста PWC170 (описан выше). Главной особенностью теста было достижение стандартной для всех ЧСС ≥ 170 уд/мин. После теста шел стандартный период отдыха длительностью 2 минуты, затем снова проводились стабиллографические тесты в статических положениях: «Основная стойка-2» и «Полуприсед-2». 2 минуты восстановления использовались для перехода и постановки на стабиллоплатформу от велоэргометра, для нормализации дыхания, которая сама по себе оказывает влияние на колебания вертикального тела, а также для определения эффектов скорости восстановления на постуральную регуляцию. Таким образом, физическая нагрузка была стандартизирована по индивидуальной максимальной ЧСС=170 в конце велоэргометрического теста и по периоду восстановления (2 мин) до начала стабиллографического тестирования. Во время всех тестов регистрировали ЧСС с помощью пульсометра «Polar S810». Степень восстановления ЧСС (HRR) от ЧСС_{max} в конце теста PWC170 до средней ЧСС во время стабиллографических тестов рассчитывали по формулам:

- HRR-Основная стойка-2, % = $(100 * (\text{ЧСС}_{\text{max}} - \text{ЧСС-OC2})) / (\text{ЧСС}_{\text{max}} - \text{ЧСС-OC1})$;
- HRR-Полуприсед-2, % = $(100 * (\text{ЧСС}_{\text{max}} - \text{ЧСС-ПП2})) / (\text{ЧСС}_{\text{max}} - \text{ЧСС-ПП1})$,

где HRR – скорость восстановления ЧСС (heart rate recovery) от окончания теста PWC170 до стабиллографических тестов в основной стойке (OC2) и в полуприседе (ПП2); ЧСС-OC1, ЧСС-OC2 – средняя ЧСС во время стабиллографических те-

стов в ОС и в ПП до (ОС1, ПП1) и после (ОС2 и ПП2) PWC170, ЧССмах – максимальная ЧСС в тесте PWC170.

В результате исследования установлено, что под влиянием утомления, вызванного аэробной субмаксимальной нагрузкой, устойчивость вертикальной позы снизилась в основной стойке как с открытыми, так и закрытыми глазами в обеих группах. На это указывало увеличение площади доверительного эллипса статокинезиграммы (ELLS) в контроле ($p < 0,05$ для открытых и закрытых глаз) и у борцов ($p < 0,05$ для открытых и закрытых глаз) (Рис. 23), а также увеличение ЛСС (Рис. 24) в контроле ($p < 0,001$ для открытых глаз и $p < 0,01$ для закрытых глаз) и в группе борцов ($p < 0,001$ для открытых и закрытых глаз). Однако степень увеличения этих показателей под влиянием физической нагрузки была одинакова между группами. Как результат различия между группами остались одинаковыми в положении закрытых глаз до и после нагрузки (рис. 24).

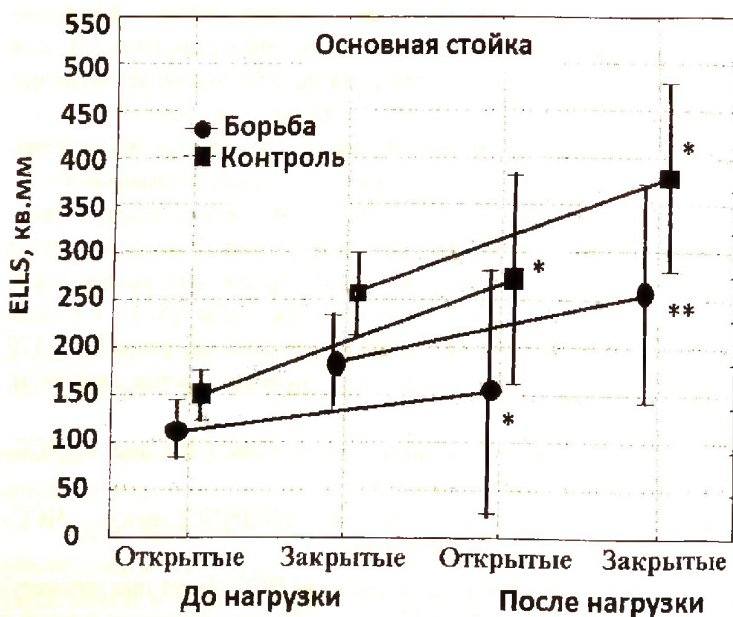


Рис. 23. ELLS в положении основная стойка в группах до и после велоэргометрической нагрузки (PWC170) с открытыми и закрытыми глазами

ми. *, ** – $p < 0,05$; 0,01 по сравнению с тем же положением глаз до нагрузки. Нагрузка по данным ANOVA вызывала одинаковый прирост ELSS в группах контроль и борьба как в положении с открытыми глазами, так и с закрытыми.

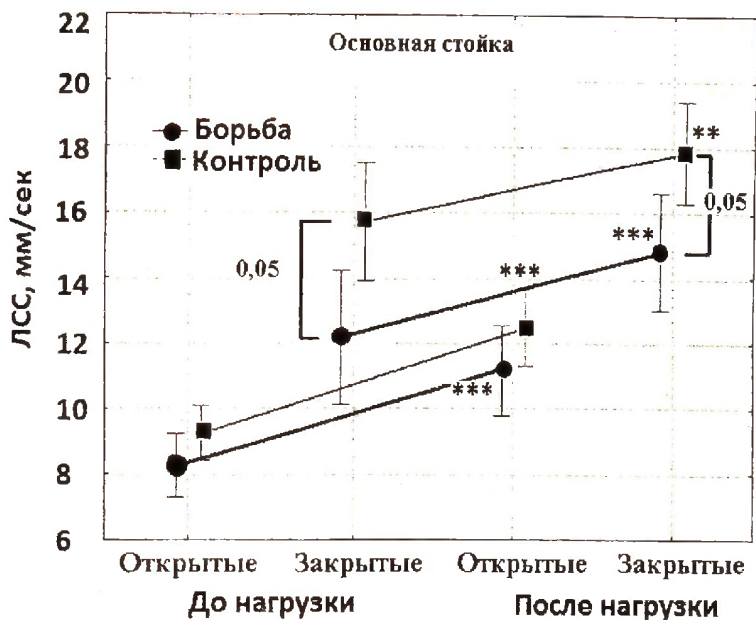


Рис. 24. ЛСС в положении основная стойка в группах до и после субмаксимальной нагрузки с открытыми и закрытыми глазами. **, *** – $p < 0,01$; 0,001 по сравнению с тем же положением глаз до нагрузки. Нагрузка вызывала одинаковый прирост ЛСС в группах Контроль и Борьба как в положении с открытыми глазами, так и с закрытыми глазами 0,05 – p – между группами в положении закрытые глаза. Различия в изменении показателей между группами по данным ANOVA не выявлено: $p = \text{нд}$.

Таким образом, можно заключить, что снижение устойчивости и рост напряжения постуральной системы под влиянием максимальной по ЧСС нагрузки и, видимо, стандартного общего утомления одинаково у борцов и не спортсменов. Необходимо учитывать, что борцы выполнили большую абсолютную мощность нагрузки для достижения одинаковой степени утомления, а прирост ELLS и ЛСС после нагрузки, в

стойке с открытыми и закрытыми глазами положительно коррелировал с максимальной мощностью (W_{max}), достигнутой в тесте PWC170 ($r=0,28$, $p<0,05$). Это косвенно указывает на значение величины нагрузки в развитии утомления мышц и снижении регуляции равновесия. Однако невысокие полученные коэффициенты корреляции указывают на небольшую степень линейной зависимости устойчивости вертикальной позы от величины выполненной нагрузки. С другой стороны, это может быть связано с тем, что W_{max} лишь косвенно отражает величину мышечного утомления, связанного с величиной нагрузки, одновременно являясь показателем физической работоспособности испытуемого. Следовательно, высокое W_{max} будет указывать как на высокую работоспособность, что способствует устойчивости позы, так и косвенно на степень мышечного утомления, что ухудшает поструральную регуляцию (сразу после нагрузки).

Вместе с тем, не все авторы выявляли дозозависимый эффект между величиной утомления и степенью нарушения регуляции позы [50]. Surenkok A. et al. [151] также не смогли установить связи между снижением поструральной устойчивости под влиянием физического утомления и накоплением лактата в крови. В ряде работ [101, 105, 107, 154] авторы не выявили взаимосвязей между снижением максимальной произвольной силы рабочих мышц на фоне утомления и изменением стабиллографических показателей сразу после нагрузки. Так, Tropp H. [154] не обнаружил корреляцию между амплитудой колебаний ОЦД и силой мышц пронаторов голеностопа, а увеличение поструральных колебаний в стойке на одной ноге после нагрузки на мышцы-сгибатели стопы не было связано со снижением силы этих мышц на фоне их утомления. Авторы полагают, что снижение максимальной произвольной силы поструральных мышц в результате их утомления не является значимым фактором снижения пострурального контроля, поскольку в условиях спокойного стояния мышечные усилия для поструральных коррекций намного меньше максимальных. При этом следует сказать, что снижение максимальной произвольной силы является важным объективным критерием величины утомления рабочих мышц. Однако в схожем по стабиллографическому режиму обследования было

установлено, что более сильное (на 70%), чем умеренное (на 50%) снижение максимальной произвольной силы вызывало и более выраженное увеличение линейной скорости колебаний ОЦД [75]. Следовательно, выяснение точных механизмов, с помощью которых происходит нарушение равновесия, требует дальнейших исследований.

Снижение устойчивости позы под влиянием физического утомления установлено нами также в положении «Полуприсед»: в обеих группах увеличались ELLS ($p < 0,05$ в обеих группах), ЛСС ($p < 0,001$ в обеих группах) и УСС ($p < 0,001$ в обеих группах). Однако степень увеличения ЛСС (Рис. 25) и УСС у борцов была меньше, чем в контроле.

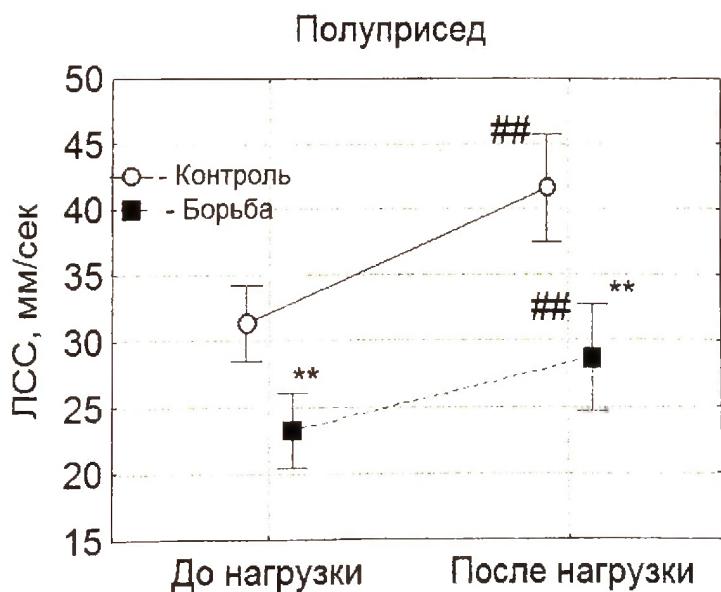


Рис. 25. ЛСС в тесте «Полуприсед» до и после физической нагрузки (теста PWC170) у борцов и контрольных испытуемых. В обеих группах ЛСС увеличилась после физической нагрузки (** – $p < 0,01$ по сравнению с уровнем до нагрузки), но увеличение ЛСС у борцов было менее выражено (ANOVA, $p < 0,05$), и различия на фоне утомления выросли.

Следовательно, борцы после абсолютно большей (по показателю W_{max}) и относительно равной (по показателю $ЧСС_{max}$) велоэргометрической нагрузки проявили меньшее снижение устойчивости позы в условиях статического напряжения в полуприседе по сравнению с контролем. Возникает вопрос: почему прирост скорости колебаний ОЦД был одинаков в основной стойке и снижен у спортсменов в положении полуприсед. Мы полагаем, что частично это может быть связано с большей степенью восстановления у борцов в положении полуприсед. Если степень восстановления ЧСС после нагрузки в основной стойке была одинакова между группами, то степень восстановления в положении полуприсед у борцов была выше, чем в контроле (Рис. 26). Более того, между приростом ЛСС в полуприседе и степенью восстановления ЧСС установлена отрицательная корреляция ($r=-0,38$, $p=0,001$. Рис. 27), которая указывает на существенную роль скорости восстановления после нагрузки в ограничении прироста линейной скорости колебаний ОЦД.

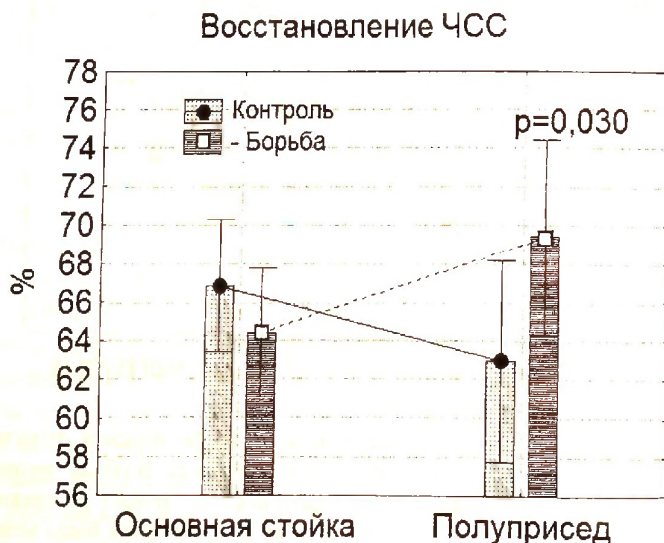


Рис. 26. Степень (%) восстановления ЧСС от $ЧСС_{max}$ в тесте PWC170 до ЧСС в соответствующем стабильнографическом тесте: «Основная

стойка» и «Полуприсед» после нагрузки. За исходный уровень принята ЧСС в основной стойке и в полуприседе до PWC170. Степень восстановления ЧСС в основной стойке была одинакова между группами, а при в полуприседе после нагрузки выше у борцов ($p=0,030$). М±Д.И.

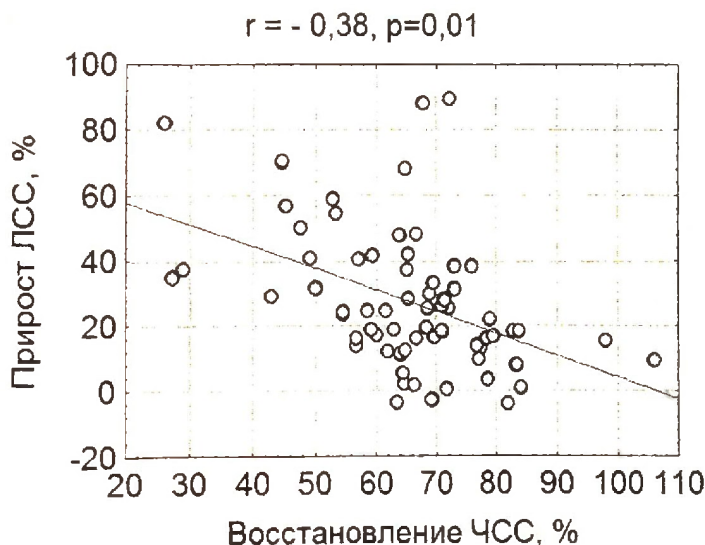


Рис. 27. График линейной корреляции между изменением ЛСС (прирост ЛСС) и степенью восстановления ЧСС в тесте «Полуприсед» после аэробного велоэргометрического теста PWC170. Показано, что с увеличением степени восстановления ЧСС прирост ЛСС на фоне утомления снижается.

Влияние умеренной нагрузки на устойчивость позы у спортсменов

Отсутствие различий в стабиллографических показателях между спортсменами и не спортсменами при реакции на нагрузку околомаксимальной аэробной мощности (теста PWC170) поставило вопрос о наличии эффекта экономизации поструральной регуляции у спортсменов при стандартной нагрузке умеренной интенсивности. Известно, что работа многих систем в организме спортсмена характеризуется снижением активности в покое и во время стандартной умеренной

нагрузки [8]. Мы считаем, что поструральная система не является исключением, то есть при умеренной стандартной нагрузке степень увеличения колебаний тела должна быть ниже у спортсменов, чем у не спортсменов. Для выяснения этого предположения мы провели собственное исследование [16], в котором оценили реакцию ЛСС на умеренную стандартную нагрузку у 20 добровольцев, не занимающихся спортом, и 20 спортсменов-борцов, имеющих спортивный разряд не ниже КМС. Испытуемого просили стоять на пресс-папье (радиус 60 см.) с закрытыми глазами в течение 6 минут в режиме: 10 сек. – «тест» стойка с закрытыми глазами и 10 сек. – «отдых» стойка с открытыми глазами, во время отдыха испытуемым разрешалось держаться за подставку. Для анализа брали показатели в режиме «тест с закрытыми глазами» (10 сек.). Для анализа использовали показатель линейная средняя скорость (ЛСС, мм/сек) и разброс по сагиттали (Q_u , мм) колебания центра давления. В результате временные интервалы измерения баланса были следующие: 0; 0-20, 0-40, 1-00, 1-20, 1-40, 2-00, 2-20, 2-40, 3-00, 3-20, 3-40, 4-00, 4-20, 4-40, 5-00, 5-20, 5-40, 6-00 (мин-сек). Для оценки базального уровня ЛСС использовали показатель, определенный до физической нагрузки. В качестве стандартной умеренной нагрузки испытуемые выполняли велоэргометрическую нагрузку с мощностью, равной весу тела в килограммах. В среднем нагрузка составила от 50 до 100 Вт. Время работы – 5 минут. Средняя ЧСС во время работы составляла 110 – 130 уд/мин. После нагрузки испытуемые сразу проходили стабิโลграфический тест. Поскольку вес тела в группах испытуемых не различался, абсолютная величина нагрузки была одинакова: 70 и 73 Вт в контроле и у спортсменов соответственно. Уровень ЧСС у спортсменов всегда был ниже, чем в контроле (в конце нагрузки ЧСС=115 и 100 уд/мин в контроле и у спортсменов, $p < 0,01$). После умеренной нагрузки разброс по сагиттали в обеих группах не изменился (Рис. 28), что указывает на отсутствие существенного эффекта умеренной нагрузки на пределы устойчивости позы.

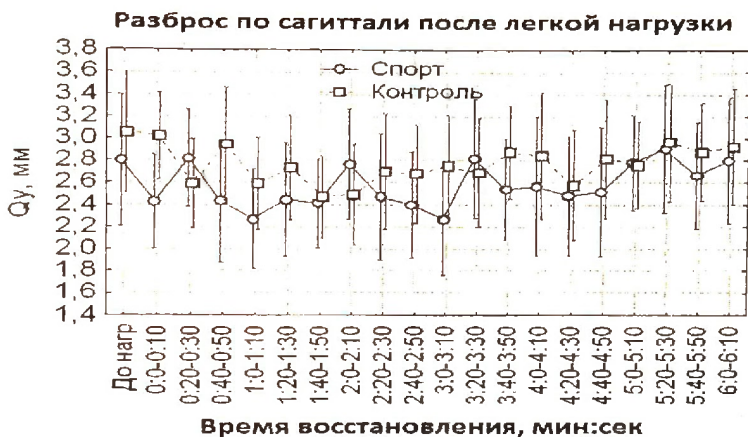


Рис. 28. Разброс по сагиттали (Q_y) не изменился под влиянием легкой нагрузки в обеих группах

Однако ЛСС возросла после умеренной нагрузки только в группе контроля, но не у спортсменов (Рис. 29). Следовательно, умеренная физическая нагрузка вызвала напряжение системы поструральной регуляции в контрольной группе, но не у спортсменов. Это, по-видимому, связано с меньшим влиянием физической нагрузки на функцию равновесия у спортсменов, поскольку она лучше адаптирована к мышечной работе.

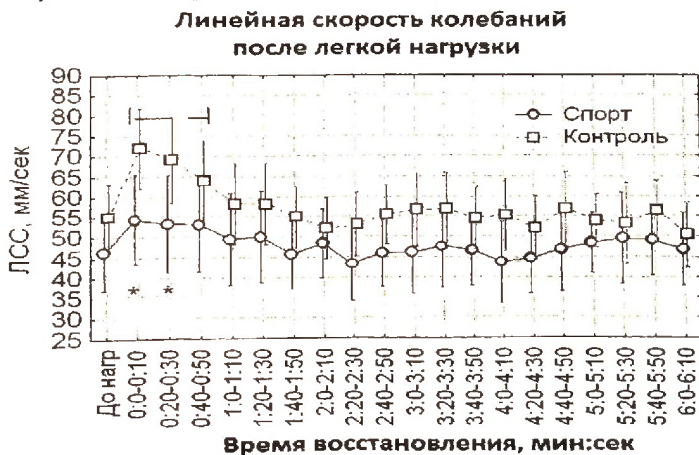


Рис. 29. Изменение ЛСС после умеренной стандартной нагрузки у борцов и контроле. В контроле ЛСС повышалась в течение 50 сек. после

нагрузки. У спортсменов этого не выявлено, а ЛСС в первые 30 сек. после нагрузки была ниже, чем в контроле (* – $p < 0,05$ Спорт vs Контроль).

Механизмы снижения устойчивости вертикальной позы под влиянием утомления

Какие механизмы могут связывать физическое утомление, вызванное субмаксимальной нагрузкой, с повышением скоростей колебаний ОЦД стоп в группах? Полного ответа на данный вопрос нет. Поддержание вертикальной позы при стоянии – это комплексное сенсомоторное задание для системы постуральной регуляции, при котором необходима интеграция визуальной, вестибулярной и соматосенсорной информации от всех рецепторов тела, чтобы оценить положение и движение тела в пространстве, а также способность генерировать силу с помощью постуральных мышц для контроля положения тела [110]. Считается, что мышечное утомление способно влиять и изменять все звенья этого процесса: активацию проприорецепторов, обработку сенсорной информации в ЦНС, а также способность генерировать необходимую мышечную силу [152]. Действительно, показано, что мышечное утомление снижает проприоцептивную чувствительность: точность ощущения суставного угла с участием утомленных мышц [150] и точность ощущения силового напряжения утомленных мышц [156]. Показано, что снижение проприорецепции связано с метаболическими факторами утомления. К ним относятся простагландины, брадикинины, ионы калия, молочной кислоты и серотонин, все эти вещества прямо снижают чувствительность механорецепторов мышечных веретен и ухудшают обратную проприоцептивную афферентацию от мышц к ЦНС [138, 155], вызывая проприоцептивный дефицит на уровне ЦНС. Также снижение разрядки гамма-мотонейронов вследствие утомления ведет к рассогласованию сокращений интра- и экстрафузальных мышечных волокон и, следовательно, снижению чувствительности мышечных веретен, что способствует росту величины колебания ОЦД [74]. Таким образом, снижение точности проприоцептивной информации, поступающей из утомленных постуральных мышц (мышц ног при велоэргометрии), является важным фактором, лежащим в основе уве-

личения колебаний тела при статических позах в фазу срочного восстановления после субмаксимальной физической нагрузки.

Кроме уменьшения периферической проприорецепторной чувствительности, утомление вызывает нарушение нервно-мышечной передачи импульсов и своевременной генерации силы, в результате увеличивается электромеханическая задержка [173] и замедляется скорость мышечной реакции [166]. Кроме этого, утомление вызывает снижение плавности нарастания мышечной силы в ответ на двигательные импульсы [126].

Неадекватные по скорости и силе напряжения постуральных мышц, находящихся в стадии утомления, также могут являться причиной увеличения скорости колебаний ОЦД на фоне физического утомления.

На снижение процессов обработки сигналов на уровне ЦНС под влиянием утомления указывали Jones L.A, Hunter I.W. [87]. Авторы выявили, что снижение точности силового чувства связано главным образом не с ощущением периферического мышечного *напряжения*, а с нарушением центрального ощущения мышечного *усилия*.

Необходимо сказать, что поддержание равновесия на фоне утомления всегда сопровождается включением компенсаторных механизмов регуляции позы. Так, при утомлении мышц голеностопного сустава постуральная регуляция меньше использует проприорецепторную информацию из этой зоны, но компенсирует ее недостаток увеличением вклада сигнала проприоцепторов из других зон. К таким зонам можно отнести мышцы и кожу шеи [142], кожу пальцев [158], подошвенную часть стопы [160], вестибулярный аппарат [142] и зрительный анализатор [97]. Уменьшение надежности сигналов из этих компенсаторных зон вызывает усугубление нарушения постурального контроля [142].

Ещё одним механизмом, который направлен на компенсацию проприоцептивного дефицита и других нарушений в постуральной системе, является повышение мышечного тонуса и увеличение жесткости суставов [50]. Davidson B.S. et al. [50] установили, что на фоне утомления мышц спины происходило повышение суставной жесткости, что проявлялось как увеличение скорости и доверительной площади колебаний ОЦД стоп тела за счет амплитуды колебаний, но не их частоты. При этом

механизм обратной связи оказывается несостоятельным, и происходит включение механизма прямой регуляции [50], проявлением чего является увеличение тонуса мышц голеностопного сустава.

Большинство работ, оценивающих эффект утомления на постуральную систему, посвящены утомлению мышц, которые прямо участвуют в обеспечении вертикальной позы: голеностопного сустава [55], спины [50], шеи [159] и мышц бедра [53]. Однако роль утомления в мышцах, которые не участвуют в поддержании равновесия непосредственно, исследована мало. В работе [105] показано отсутствие эффекта монолатерального утомления сгибателей мышц плеча на устойчивость позы на стабилографе, однако в работе [172] показано снижение устойчивости позы при изолированной силовой нагрузке на эти же мышцы.

Сравнение эффектов утомления постуральных и непостуральных мышц на вертикальную устойчивость у спортсменов

Для выяснения эффектов утомления непостуральных мышц верхнего плечевого пояса на устойчивость позы мы провели собственное исследование [18], в котором сравнили влияние двух одинаковых по интенсивности околомаксимальных аэробных нагрузок на плечевой пояс («руки») и нижние конечности («ноги») на устойчивость вертикальной позы у спортсменов-борцов. Оценивалось постуральное равновесие в задании на устойчивость вертикальной позы на пресс-панье. Испытуемых просили неподвижно стоять в основной стойке на пресс-панье (радиус 60 см., колебаний по сагиттали) в течение 6 минут в режиме: 10 сек. – «тест» закрытые глаза (ЗГ) и 10 сек. – «отдых» открытые глаза (ОГ). Для анализа использовали линейную среднюю скорость (ЛСС) колебания центра давления в стойке с ЗГ. Предварительно испытуемые в течение 6 минут проходили серию тренировочных тестов для уменьшения эффекта обучения, влияния новизны задания и для определения условной индивидуальной нормы стабилметрических показателей.

Утомление «постуральных» мышцы ног и условно «непостуральных» мышцы плечевого пояса и верхних конечностей (рук) достигалось с помощью физической нагрузки на велоэрго-

метре: вращения педалей ногами и руками, соответственно. Тестирование с нагрузкой на ноги и на руки проводилось в разные дни и разделялось недельным перерывом. Испытуемые в обоих случаях выполняли ступенчато-возрастающую нагрузку на велоэргометре «Kettler FX1» до достижения ЧСС, превышающей в конце ступени 170 уд/мин. ЧСС во время работы (на 59 – 60 сек. каждой ступени) фиксировали с помощью пульсометра «POLAR S180». Величина нагрузки на первой ступени составила – 50 Вт для ног и 25 Вт для рук (длительность 2 мин.) и увеличивалась на 30 Вт и 10 Вт соответственно на последующих ступенях длительностью по 2 мин. каждая. Режим нагрузки подбирался так, чтобы продолжительность тестов была одинаковой (9 – 12 мин.). По окончании последней ступени испытуемые сразу же вставали на платформу, где проводилась регистрация стабилеографических показателей.

В ходе исследования были получены следующие результаты. Во-первых, утомление и ног и рук вызвало схожее увеличение ЛСС колебаний ОЦД (рис. 30).

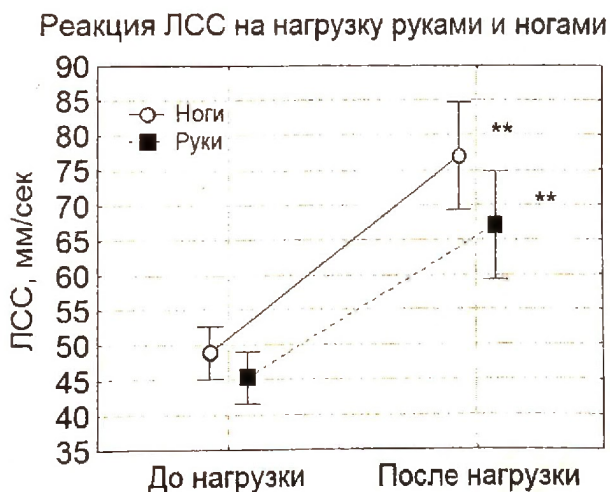


Рис. 30. Реакция линейной средней скорости на нагрузку ногами и руками. Утомление ног и рук вызвало одинаковое увеличение ЛСС в общей группе испытуемых. Различия в изменении ЛСС между группами по данным ANOVA $p = \text{нд}$.

Однако скорость восстановления была выше на фоне утомления мышц рук, то есть после велоэргометрии руками (Рис. 31) ЛСС вернулась к исходному уровню через 3 минуты 40 сек. после работы ногами и через 1 минуту после работы руками. Наши данные о влиянии утомления непостуральных мышц на устойчивость вертикальной позы согласуются с результатами работы [129], где также было выявлено увеличение площади, но не средней скорости колебаний после нагрузки на мышцы плечевого сустава. Таким образом можно предположить, что одинаковая степень утомления, после аэробной околоразмаховой нагрузки как на ноги, так и на руки вызывает равное снижение устойчивости вертикальной позы на неустойчивой опоре в стойке с закрытыми глазами. Снижение функции равновесия на фоне утомления не постуральных мышц может быть обусловлено следующими причинами: учащением и усилением дыхания и работы сердца сразу после нагрузки [172], развитием центрального утомления [132], а также изменением центральной интеграции сенсорной информации под влиянием импульсации из утомленных мышц [143].

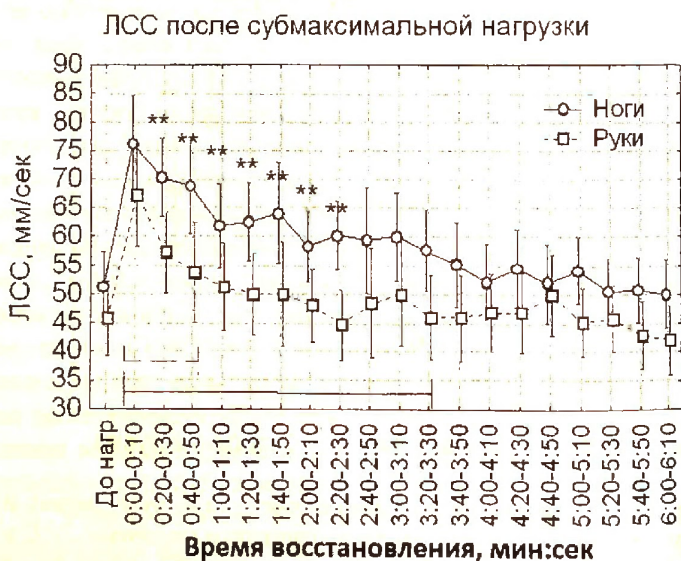


Рис. 31. Восстановление ЛСС после субмаксимальной аэробной нагрузки (PWC170) "на руки" и "на ноги" (n=40).

┌—┐ - $p < 0,05$ по сравнению с этапом до нагрузки в тесте "на ноги",

┌—┐ - $p < 0,05$ по сравнению с этапом до нагрузки в тесте "на руки".

** - $p < 0,01$ между группами «Ноги» и «Руки» на различных этапах теста

Действительно, при физическом утомлении непостуральных мышц существует достаточно механизмов, которые могут объяснить снижение устойчивости позы. Частично снижение постуральной устойчивости, вероятно, обусловлено общими механизмами. К ним относятся усиление работы дыхательных мышц и сердца. Усиление дыхательной и сердечной деятельности, вне зависимости от вызвавших его факторов, вызывает увеличение скорости колебания тела. Поскольку интенсивность физической нагрузки в обоих случаях была близкой к аэробной максимальной мощности, при которой ЧСС и частота дыхания также приближаются к максимальным величинам, то снижение устойчивости позы, особенно в первую минуту после обоих видов нагрузки, будет частично обусловлено этими факторами. В работе Zemkova E., Namar D. [172] на основе оценки легочной вентиляции и скорости колебаний ОЦД во время и в первые 90 сек. после гипервентиляции и силовых упражнений на различные мышцы ног и рук предложено, что в первую минуту восстановления рост колебания тела тесно связан с усилением легочной вентиляции, а не самим эффектом утомления. Другим общим механизмом является центральное утомление, развивающееся при физической нагрузке максимальной аэробной мощности на любые мышечные группы. Хотя мы не оценивали величину центрального утомления в нашем эксперименте, ряд работ показывает, что оно действительно возникает при циклических нагрузках максимальной аэробной мощности [153]. Центральное утомление развивается в ЦНС (двигательных центрах головного мозга и, в меньшей мере, в спинальных нейронах) и ведет к неспособности генерировать адекватный двигательный импульс в головном мозге и далее активировать мотонейроны [153]. В случае развития центрального утомления нарушается интеграция

сенсорных импульсов, поступающих от различных рецепторов, а также генерация адекватной моторной команды [132]. Более того, по мнению Paillard T. [132], полная компенсация центрального утомления постуральной системой невозможна, и ее развитие обязательно ведет к снижению постуральной устойчивости различной степени выраженности.

Другим механизмом снижения постуральной устойчивости при утомлении непостуральных мышц может быть нарушение центральной интеграции сенсорной информации из постурально-значимых мышц и суставов. В работе Pline K.M. et al. [143] установлено, что утомление мышц спины вызывает снижение проприорецепторной чувствительности (чувства точности движения) голеностопного сустава. Olmedo A C. et al. [130] наблюдали снижение проприоцептивной чувствительности коленного сустава после эргометрии руками. На основе этих данных можно предположить, что развитие утомления в мышцах плечевого пояса может нарушить проприоцептивную чувствительность в постуральных мышцах и, в целом, вести к уменьшению устойчивости вертикальной позы. Однако механизм такого влияния остается неясным. Можно предположить, что снижение проприоцептивной чувствительности в нерабочих мышцах обусловлено нарушением обработки проприоцептивной информации в головном мозге (кора больших полушарий, мозжечок, ствол мозга) под влиянием импульсов из утомленных мышц. Таким образом, как минимум эти механизмы могут определять одинаковое снижение постуральной устойчивости на фоне утомления мышц как нижних, так и верхних конечностей.

Несмотря на одинаковую степень увеличения скорости колебаний ОЦД после работы руками и ногами, скорость восстановления ЛСС на фоне утомления мышц плечевого пояса была выше (нарушение длилось 1 мин.), чем на фоне утомления нижних конечностей (нарушение продолжалось 3 мин. Рис. 31). Объяснить данный феномен можно тем, что нижние конечности продолжали «работать» во время постурального теста, в то время как верхние конечности находились в покое и не испытывали никаких нагрузок. Эти различия могли вести к удлинению периода восстановления ЛСС после работы ногами

по сравнению с работой руками. Другим объяснением длительной задержки постуральной функции на фоне утомления мышц ног может быть различие в объеме мышц, вовлеченных в утомление: мышцы ног и нижнего пояса имеют большую массу, чем мышцы верхнего пояса и рук, следовательно, время, необходимое для восстановления мышц ног, может быть длиннее. Действительно, при оценке взаимосвязи между динамикой общей длины колебаний ОЦД и общим потреблением кислорода во время и после напряженной беговой нагрузки на тредмиле установлена значительная корреляция между ними ($r=0,81$). Такая тесная корреляция указывает на зависимость напряжения постуральной регуляции от быстрой фазы восстановления кислородного долга в организме, возникшего при напряженной физической нагрузке [42]. Следовательно, поскольку восстановление потребления кислорода организмом тесно связано с массой рабочих мышц, находящихся в утомлении, то выявленное нами более быстрое восстановление скорости колебаний ОЦД на фоне утомления мышц верхних конечностей может быть связано с меньшей массой этих мышц по сравнению с массой мышц ног.

Время восстановления постурального баланса после околорематической аэробной нагрузки было относительно короткое и составило 1 мин. и 3 мин. 40 сек. после работы руками и ногами соответственно. Литературные данные указывают существенно более длительные периоды восстановления постурального баланса на фоне физического утомления. Так, в работе Demiga, S., Uchiyama M. [53] восстановление средней скорости колебаний ОЦД после максимальной аэробной велоэргометрической нагрузки завершалось только к 5 минуте, а после минутной анаэробной максимальной работы на велоэргометре – к 10 минуте. Рядом исследователей также было показано, что все стабิโลграфические показатели возвращаются к дорабочему уровню только через 10 – 20 минут после истощающей аэробной физической нагрузки (длительной ходьбы, бега и велоэргометрии) [63, 121, 168]. Локальная работа на постуральные мышцы также задерживает восстановление стабิโลграфических показателей до 10 – 30 минут. Pline K.M. et al. [143] отметили, что восстановление средней линейной скоро-

сти колебаний ОЦД после снижения на 27% максимальной произвольной силы мышц ног задерживается на 15 минут, а максимальной линейной скорости – до 25 минут. Yaggie J.A., McGregor, S.J. [169] выявили, что период восстановления линейной скорости составлял 20 минут. Lin D. et al. [105] регистрировали повышенную ЛСС после локальной субмаксимальной изотонической нагрузки на мышцы спины и мышцы голени одной ноги в среднем (для обоих видов нагрузки) в течение 8 минут. Задержка восстановления амплитуды колебаний до 30 минут после локального утомления мышц голеностопного, коленного и обоих суставов была отмечена Dickin D.C., Doan J.B. [55], такой же период восстановления на фоне утомления мышц выпрямителей спины после 10 и 90 минут работы был выявлен Davidson B.S. et al. [50]. Однако режим стабилграфического тестирования в их работах был отличным от использованного нами – как правило, стабилграфический тест на платформе длился не менее 30 сек. через 2 – 5 минутный интервал отдыха.

Harkins K.M. et al [75] оценили эффект и длительность нарушения, вызванного разной степенью утомления мышц голени на поструральную устойчивость в стойке на одной ноге, в таком же режиме стабилграфического тестирования (10 сек. тест + 10 сек. отдых, стойка на одной ноге на твердой поверхности с закрытыми глазами). Авторы показали, что снижение максимальной произвольной силы мышц сгибателей стопы на 70% вызывает более существенное увеличение ЛСС, чем снижение силы на 50% (восстановление сниженной поструральной устойчивости длилось только 75 сек. после 70% утомления и около 35 сек. после 50% утомления мышц голеностопных суставов). Таким образом, можно утверждать, что такие существенные различия в восстановлении стабилграфических показателей (до 3-4 минут в нашей работе и более 10 минут в других исследованиях) обусловлены режимом и особенностями стабилграфического теста. Мы считаем, что уменьшение времени стабилграфического тестирования до 10 секунд ведет к уменьшению регистрируемого периода восстановления стабилграфических показателей, что, вероятно, связано с увеличением вариабельности стабилграфических показателей от од-

ного периода измерения к другому. Следовательно, методическое увеличение частоты определения показателей поструральной устойчивости за счет уменьшения времени тестирования и периода отдыха одновременно ведет к уменьшению чувствительности методики и увеличению ее вариабельности.

Скорость восстановления поструральной устойчивости после физической нагрузки у спортсменов

Наши результаты показывают, что спортсмены обладают более коротким периодом сниженной поструральной устойчивости на фоне утомления мышц ног и, особенно, на фоне утомления мышц рук.

Необходимо отметить, что после стандартной по интенсивности ступенчато-восходящей околомаксимальной аэробной нагрузки на ноги (велоэргометрия ногами) и на руки (велоэргометрия руки) степень прироста ЛСС сразу после работы у спортсменов была такой же, как и в группе контроля (Рис. 32). Одинаковая величина прироста ЛСС, вероятно, обусловлена стандартной величиной физического утомления при нагрузке руками и ногами. Как было указано, все испытуемые выполняли велоэргометрию до ЧСС=170 уд/мин, то есть величина напряжения сердечно-сосудистой системы была примерно одинаковой в группах в конце нагрузки на ноги, что и определило равную степень увеличения ЛСС. Некоторое различие в ЧСС было отмечено после нагрузки на руки: ЧСС у спортсменов оставалась всегда ниже, чем в контроле, как до, так и в течение всего периода восстановления после нагрузки на руки (Рис. 34-6). Однако абсолютная величина нагрузки у спортсменов была выше, то есть спортсмены выполняли нагрузку с большим сопротивлением педалей, чем не спортсмены. Кроме того, поскольку ЛСС сразу после нагрузки коррелировала ($r=0,43$, $p<0.01$) с максимальной мощностью нагрузки, то прирост ЛСС в группах был примерно одинаковым.

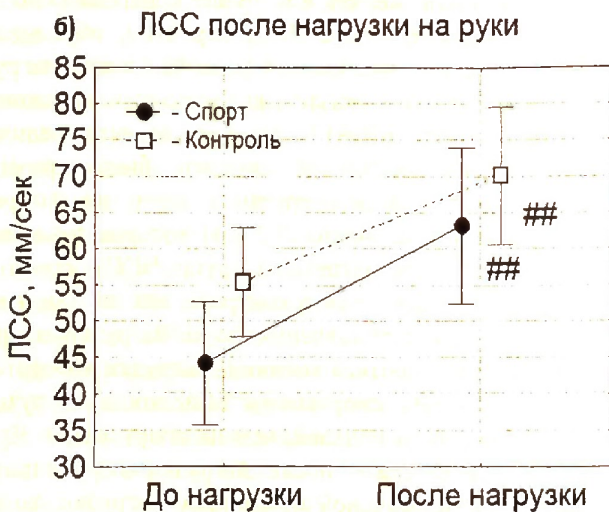
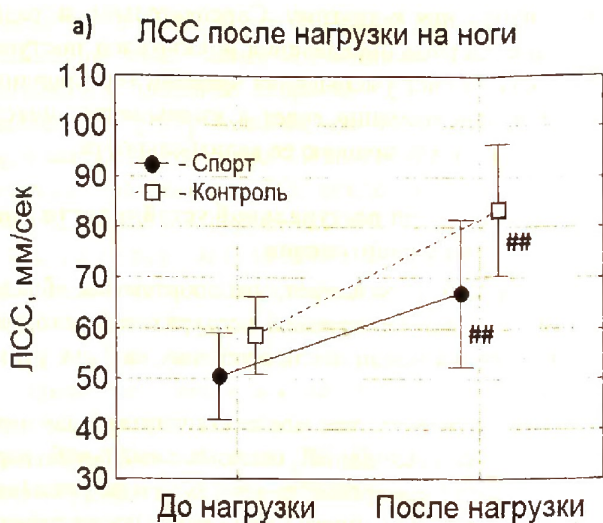


Рис. 32. Реакция ЛСС на субмаксимальную нагрузку (PWC170) ногами (а) и руками (б). ЛСС при обоих видах нагрузки увеличивалась у спортсменов так же, как и в контроле ($p=нд$). ## – $p<0,01$ по сравнению с уровнем до нагрузки. Различия в изменении показателей между группами контроль и спорт по данным ANOVA $p=нд$.

Несмотря на одинаковое увеличение ЛСС после обоих видов нагрузки (на руки и на ноги), период повышенной ЛСС у спортсменов был меньше, чем в контрольной группе (Рис. 33). После нагрузки на ноги ЛСС восстановилась к исходному рабочему уровню через 60 сек., а в контроле – через 120 сек. Такой же период восстановления ЛСС был установлен и после субмаксимальной нагрузки на руки: 60 сек. у спортсменов и 120 сек. – в контроле.

Более высокая скорость восстановления устойчивости вертикальной позы после физической нагрузки, вероятно, связана с повышенной скоростью восстановления всего организма спортсменов. Скорость восстановления ЧСС является интегральным показателем восстановительных процессов в организме спортсменов. Восстановление ЧСС у спортсменов происходило также быстрее, чем в контроле (по данным ANOVA $p < 0,01$, Рис. 34-а), начиная с 1 мин. 40 сек. ЧСС после нагрузки на ноги у спортсменов становилась ниже, чем в контроле. После нагрузки на руки у спортсменов в течение всего периода восстановления ЧСС была ниже, а скорость восстановления ЧСС была также выше, но различия от контроля были менее значительны ($p = 0,05$), чем после нагрузки на ноги. Следовательно, скорость восстановления сердечно-сосудистой системы (по данным ЧСС) была выше у спортсменов, что могло лежать в основе более быстрого восстановления системы регуляции равновесия после аэробной нагрузки как на ноги, так и на руки. По-видимому, ведущим фактором более быстрого восстановления устойчивости позы на фоне физического утомления являются высокие аэробные и кислородтранспортные возможности спортсменов. Действительно, метаболические факторы утомления, кислородный долг, повышенная активность симпатической нервной системы, отек рабочих мышц – все эти факторы обеспечивают «общее» и центральное утомление после аэробных нагрузок максимальной интенсивности. Очевидно, что они могут способствовать снижению устойчивости вертикальной позы. Указанные параметры восстанавливаются за счет аэробных механизмов энергообразования и, в том числе, высокого кровотока в рабочих мышцах [13]. Одновременное развитие механизмов повышенного кровотока в мышцах и аэробного энергообразования у спортсменов

будет вести к повышению скорости восстановления системы постуральной регуляции и устойчивости вертикальной позы на фоне утомления.

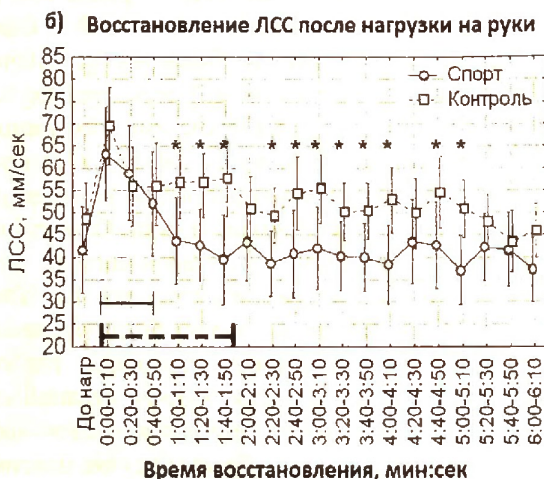
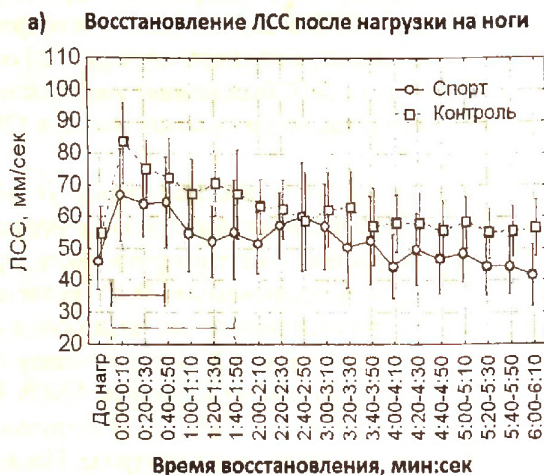


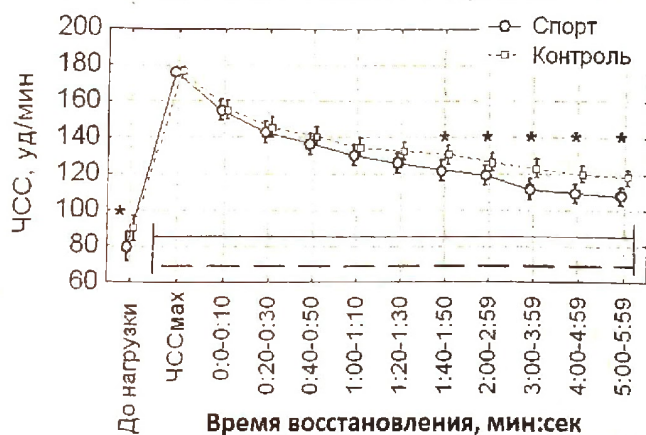
Рис. 33. Восстановление ЛСС в группах контроль и спортсмены после субмаксимальной нагрузки «на ноги» (а) «на руки» (б).

┌—┐ — $p < 0,05$ по сравнению с этапом до нагрузки у спортсменов

┌—┐ — $p < 0,05$ по сравнению с этапом до нагрузки в контроле

* — $p < 0,05$ между контролем и спортсменами

а) Восстановление ЧСС после нагрузки на ноги



б) Восстановление ЧСС после нагрузки на руки

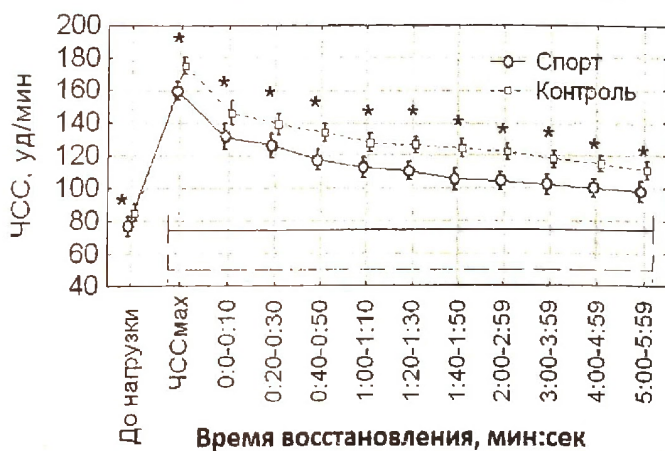


Рис. 34. Восстановление ЧСС после субмаксимальной нагрузки «на ноги» (а) и «на руки» (б).

┌─┐ - $p < 0,01$ по сравнению с этапом до нагрузки у спортсменов,

┌─┐ - $p < 0,01$ по сравнению с этапом до нагрузки в контроле.

* - $p < 0,05$ между контролем и спортсменами.

Различия в восстановлении ЧСС между группами контроль и спорт по данным ANOVA после нагрузки на ноги - $p < 0,01$; после нагрузки на руки - $p < 0,05$

Способность к произвольному управлению вертикальной позой у спортсменов-борцов

Информация об устойчивости вертикальной позы в статических положениях не может дать полное представление о совершенстве системы постуральной регуляции у спортсменов. Многие авторы считают, что способность сохранять равновесие сильно зависит от условий задания и способность к статическому равновесию не тождественна способности к динамическому равновесию [33,162]. Обычным людям в повседневной практике и особенно борцам-самбистам в спортивных поединках приходится поддерживать вертикальную позу во время различных заданий: при перемещении всего тела и его отдельных частей в пространстве или одновременно с решением других двигательных задач. В связи с этим важную информацию о постуральной регуляции может дать оценка точности и скорости движений тела в вертикальной позе в различных динамических тестах.

Для исследования регуляции вертикальной позы в динамических тестах определяли: 1) способность выполнять следующее движение вертикальным телом в тесте «Эвольвента» (в тесте оценивается точность движения) и 2) способность реагировать вертикальным телом вперед и назад на зрительный сигнал в тесте «Ступенчатое воздействие» (в тесте оценивается скорость и точность зрительно-моторной реакции). В тесте «Эвольвента» испытуемый должен двигаться по заданной траектории, называемой эвольвента, на мониторе компьютера. Траектория эвольвенты представляет кривую, которая раскручивается из центра до определенной амплитуды, затем делает несколько кругов и сворачивается обратно к центру. Испытуемый должен удерживать свой маркер на маркере, задающем эвольвенту. Способность следящего движения оценивалась по средней ошибке слежения за маркером в сагитальной (MidErrY) и фронтальной (MidErrX) плоскостях; чем больше ошибок, тем ниже точность следящего движения по эвольвенте. В тесте «Ступенчатое воздействие» испытуемый должен удерживать маркер, характеризующий положение центра давления (ОЦД), в центре «мишени» на мониторе компьютера. Мишень через заданный промежуток времени смещается вверх, а испытуемый должен как можно

быстрее установить маркер в центре мишени, отклонив тело вперед. После удержания маркера в центре мишени она возвращается в первоначальное положение, а испытуемый повторяет задачу, возвращаясь отклонением назад. По результатам теста строятся графики переходных процессов: 1) график *компенсации воздействия* – оценка реакции при движении вперед; 2) график *возврата в исходное положение* – оценка реакции при возвратном движении телом назад. График переходного процесса разбивается на следующие этапы: латентный период, размах, бросок, удержание и статизм (Рис. 35).

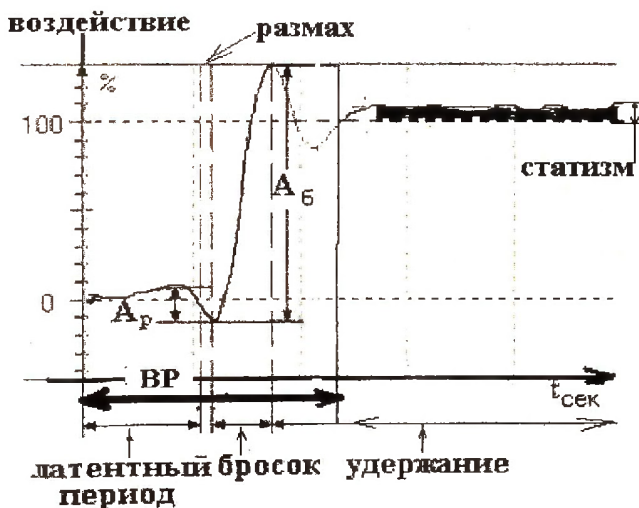


Рис. 35. Описание переходного процесса в тесте «Ступенчатое воздействие». Примечание. A_r – амплитуда размаха, A_b – амплитуда броска, ВР – время реакции.

Для анализа переходного процесса использованы следующие показатели:

- латентный период (сек.) – время задержки реакции, в течение которого происходит осмысление и подготовка к движению;
- скорость размаха (%/сек.) – скорость движения ОЦД в направлении, противоположном направлению отклоне-

ния мишени, она равна отношению амплитуды размаха (%) ко времени размаха (сек.);

- скорость броска (%/сек.) – скорость движения ОЦД в направлении отклонения цели-мишени в течение периода от окончания размаха (или латентного периода, если размаха не было) до времени достижения первого максимума отклонения ОЦД в переходном процессе, она равна отношению амплитуды броска (%) ко времени броска (сек.);
- статизм (%) – степень отклонения ОЦД от центра мишени во время удержания маркера – ОЦД в центре мишени, характеристика точности движения;
- время реакции (сек.) – время, за которое испытуемый полностью компенсирует воздействие и встает в мишень, оно равно периоду с момента возникновения воздействия до начала этапа удержания маркера в центре мишени.

В исследовании приняли участие 31 спортсмен, длительное время занимающиеся борьбой самбо, и 40 не спортсменов.

Анализ результатов в тесте «Эвольвента» показал, что борцы сделали существенно меньше ошибок во фронтальной ($p < 0,05$) и сагитальной ($p < 0,05$) плоскостях во время следящего движения по эвольвенте (Таблица 5). Спектральный анализ выявил, что во время теста в частотном спектре колебаний у борцов преобладали низкочастотные колебания ОЦД как во фронтальной ($p = 0,011$), так и в сагитальной плоскости ($p = 0,047$), главным образом, за счет снижения мощности ВЧ колебаний в обеих плоскостях ($p < 0,01$).

Таблица 5

Показатели теста «Эвольвента» в группах борцов и контроля.

М±Ст. Откл.

	Контроль n=40	Борцы N=31	p<
MidErrX, мм	8,1±3,7	6,5±2,1	0,05
MidErrY, мм	7,6±3,2	6,2±1,8	0,05
60%Pw(F), Гц	0,485±0,090	0,431±0,077	0,05

PwOHЧ(F), %	42,8±6,2	44,6±6,2	
PwHЧ(F), %	49,9±5,4	49,4±5,7	
PwBЧ(F), %	7,3±1,8	5,8±1,1	0,01
60%Pw(S), Гц	0,514±0,119	0,458±0,107	0,05
PwOHЧ(S), %	42,9±7,0	45,5±7,1	
PwHЧ(S), %	47,4±5,8	46,5±6,8	
PwBЧ(S), %	9,8±2,4	8,0±1,6	0,01

Примечание: p – значимость различий между группами контроль и борьба

В тесте «Ступенчатое воздействие» у группы борцов были выявлены существенные отличия от контроля по показателям реакции на зрительный стимул (Таблица 6). При реакции вперед у борцов была выше скорость броска ($p < 0,05$), а также точность попадания в мишень по показателю статизм ($p < 0,05$). При возвратном движении телом назад у борцов было короче общее время реакции ($p < 0,05$). Кроме этого, у спортсменов относительная мощность колебаний в ВЧ зоне была снижена во фронтальной и сагиттальной (оба $p < 0,05$) плоскости, а мощность в зоне ОНЧ была повышена ($p < 0,05$).

Таким образом, у борцов по сравнению с контролем точность следящего движения в тесте «Эвольвента», а также точность и скорость движения вперед при компенсации воздействия в тесте «Ступенчатое воздействие» были выше. При этом в обоих тестах у борцов спектральная мощность ВЧ колебаний была ниже, чем у контрольных испытуемых.

Таблица 6
Показатели в тесте «Ступенчатое воздействие» в группах борцов и контроля. М±Ст. Откл.

	Контроль	Борцы	p <
Движение вперед			
Латентный период, сек.	0,32±0,07	0,33±0,07	
Вбросок, %/сек.	96,1±29,3	117,1±48,4	0,05
Вразмах, %/сек.	-49,6±20,0	-58,8±28,8	

Статизм, %	-4,1±3,7	-2,4±3,4	0,05
Время реакции, сек.	4,13±1,13	4,19±1,04	
Движение назад (Возврат)			
Латентный период, сек.	0,28±0,06	0,29±0,05	
Вбросок(В), %/сек.	110,4±36,1	111,2±43,9	
Вразмах(В), %/сек.	-60,5±21,6	-59,1±25,0	
Статизм(В), %	-0,1±3,6	-0,7±3,1	
Время реакции(В), сек.	4,25±1,21	3,60±1,20	0,05
Спектральные показатели			
60%Pw(F), Гц	0,739±0,103	0,700±0,089	
PwOHЧ(F), %	19,8±4,9	20,8±5,0	
PwHЧ(F), %	67,8±4,7	68,3±5,3	
PwBЧ(F), %	12,6±3,0	11,0±2,5	0,05
60%Pw(S), Гц	0,630±0,116	0,584±0,128	
PwOHЧ(S), %	36,7±5,1	39,6±5,2	0,05
PwHЧ(S), %	52,7±4,4	51,0±3,7	0,1
PwBЧ(S), %	10,7±2,7	9,3±2,7	0,05

Примечание: p – значимость различий между группами Контроль и Борьба, (F) – фронталь, (S) – сагитталь.

Точность движения по эвольвенте (в основном, величина ошибок по фронтали) имела слабую корреляционную связь с длиной ног ($r=0,26$, $p<0,05$) и становой силой ($r=-0,27$, $p<0,05$) испытуемых. Это, с одной стороны, указывает, что силовые характеристики мышц ног и спины могут оказывать некоторое влияние на точность следящего движения. Но, с другой стороны, низкая сила корреляционной связи указывает на непрямой, вероятно, опосредованный характер корреляций, то есть сами по себе длина ног и становая сила не влияют на точность движения вертикальным телом.

Отсутствие различий между контролем и борцами по латентному периоду реакции, что противоречит литературным данным, полученным на баскетболистах и бейсболистах [119] и бойцах кунг-фу [62], может быть обусловлено распределением внимания на обеспечение скорости и точности двигательной реакции. Поскольку задача повысить скорость реакции требует высокой концентрации внимания [62, 145], что также необхо-

димо для обеспечения равновесия [157, 167] и точности движения, то обеспечение точности реакции достигалось за счет некоторого снижения скорости реакции. Действительно, между точностью и скоростью реакции удара у бойцов кунг-фу установлены обратные корреляции [125].

Повышенная точность движения по эвольвенте, а также точность попадания в центр мишени в ответ на зрительный сигнал у борцов, на наш взгляд, может отражать повышенную эффективность сенсомоторных процессов на основе высокоразвитой проприорецепторной чувствительности, что было обсуждено выше [67, 102, 139, 161].

Спортивная квалификация и способность к управлению вертикальной позой

Для выяснения вопроса о зависимости способности контролировать вертикальную позу в динамических заданиях (на точность и скорость реакции вертикальным телом на зрительный сигнал) от уровня квалификации спортсменов-борцов мы также провели собственное исследование на борцах-самбистах [12]. Все спортсмены были разделены по уровню спортивной квалификации на две группы: «КМС», в которую вошли борцы ($n=13$), имеющие спортивный разряд «Кандидат в мастера спорта России» и «МС» – спортсмены, имеющие спортивное звание «Мастер спорта России» ($n=18$).

Оценка способности к произвольному управлению вертикальной позой в динамических тестах на точность и скорость движений показала, что борцы с квалификацией МС не отличались по точности следящего движения от КМС в динамическом тесте «эвольвента» (Табл. 7). Вместе с тем у мастеров спорта латентное время реакции в тесте «Ступенчатое воздействие» было меньше при движении вперед ($p<0,01$) и при движении назад ($p<0,05$), а скорость броска ($p<0,05$), скорость размаха ($p<0,001$) при движении вперед, а также при движении назад ($p<0,05$ и $p<0,01$ соответственно для броска и размаха) были выше.

Таблица 7

Стабилографические показатели у борцов разной квалификации
($M \pm St.$ Отк.)

Показатель	МС	КМС	p=
Показатели в тесте «Эвольвента»			
MidEгX, мм	6,1±1,1	7,0±2,7	Нд
MidEгY, мм	5,6±1,1	6,7±2,2	Нд
60%Pw(F), Гц	0,423±0,065	0,449±0,097	Нд
60%Pw(S), Гц	0,462±0,119	0,496±0,106	Нд
Показатели в тесте «Ступенчатое воздействие»			
Реакция вперед			
Латентный период, сек.	0,30±0,050	0,38±0,070	0,003
Скорость броска, %/сек.	133,5±52,4	92,3±32,1	0,028
Скорость размаха, %/сек.	-71,5±27,2	-36,7±16,0	0,001
Статизм, %	-2,14±3,92	-2,35±2,26	Нд
Время реакции, сек.	3,83±0,932	4,67±1,042	0,035
Реакция назад			
Латентный период, сек.	0,28±0,051	0,32±0,036	0,016
Скорость броска, %/сек.	123,8±44,0	89,9±38,7	0,047
Скорость размаха, %/сек.	-67,8±24,9	-42,7±15,1	0,006
Статизм, %	0,44±2,86	-2,34±3,02	0,021
Время реакции, сек.	3,77±1,20	3,48±1,16	Нд
60%Pw(F), Гц	0,705±0,085	0,692±0,097	Нд
60%Pw(S), Гц	0,622±0,137	0,524±0,090	0,044

p – статистическая достоверность различий между группами МС и КМС, * – $p < 0,05$ ** – $p < 0,01$ достоверность различий между показателями в тестах с открытыми глазами и закрытыми глазами. Нд – недостоверно.

Как результат вышеуказанных особенностей реакции, общее время реакции при движении вперед было меньше у МС ($p < 0,05$). При движении назад время реакции не различалось между группами, поскольку точность попадания в мишень у КМС по показателю статизм была снижена, они не доходили до центра мишени на -2,3% ($p < 0,05$ в сравнении с МС), а у масте-

ров спорта этот показатель составил +0,4%. Кроме этого, спектральный анализ показал, что в частотном спектре колебаний у МС преобладали высокочастотные колебания ОЦД в сагитальной плоскости (60%Pw(S), $p < 0,05$), однако различий в относительной мощности всех частотных диапазонах между МС и КМС не выявлено. В отдельной группе борцов ($n=31$) корреляционный анализ показал, что 60%PwS отрицательно коррелировал с латентным периодом ($r=-0,54$, $p=0,002$), скоростью броска ($r=0,72$, $p < 0,001$) и скоростью размаха ($r=0,74$, $p < 0,001$), а также временем реакции ($r=-0,40$, $p < 0,05$) в тесте «Ступенчатое воздействие» при движении телом вперед, а также с этими же показателями при возвратном движении назад. Таким образом, борцы с более высокой спортивной квалификацией (МС) практически не отличались от борцов низкой квалификации (КМС) в точности выполнения следящего движения по эвольвенте, однако скорость и точность реакции вертикальным телом на зрительный сигнал (тест «Ступенчатое воздействие») была у них выше.

Полученные данные указывают на развитие специфических двигательных способностей у спортсменов в многолетнем процессе учебно-тренировочных занятий, что утверждается также в работах Yoshitomi S.K. et al. [171] и Paillard T. et al. [136].

Одной из причин более высокой скорости реакции и особенно скорости «броска» и «размаха» у борцов уровня МС может быть различие в соотношении быстрых и медленных волокон в постуральных мышцах. Хотя быстрые мышечные волокна (II тип) обладают высокими скоростными сократительными способностями, однако они имеют слабо развитую проприоцептивную чувствительность. Кроме того, количество быстросокращающихся мышечных волокон, иннервируемых одним мотонейроном, существенно больше, чем медленных, что ограничивает использование быстрых мышечных волокон в высококоординированных движениях. Наконец, быстрые волокна предпочтительно сокращаются в фазическом режиме, то есть быстрое сокращение сменяется быстрым расслаблением, напротив, поддержание позы требует тонического сокращения, которое больше характерно для мелких медленных мышечных

волокон [84]. В работе [93] показано, что под влиянием восьмимесячной физической тренировки, направленной на развитие проприорецептивной чувствительности в рабочих мышцах бедра (*vastus lateralis*), происходило увеличение площади волокон IIa (быстрые окислительные) и уменьшение площади волокон IIb (быстрые гликолитические) без изменений доли I типа волокон. Следовательно, хотя содержание медленных волокон не изменилось, однако в быстрых волокнах произошли преобразования – увеличилась доля волокон, имеющих высокие окислительные способности (IIa-тип). Можно предположить, что увеличение доли медленных волокон может способствовать росту проприоцептивной чувствительности спортсменов и, в целом, сенсомоторных способностей. Однако данное предположение остается спекулятивным и требует дополнительной проверки.

Другим фактором и, на наш взгляд, более значимым фактором, который характеризует более совершенную систему регуляции постуральных движений у борцов МС, может являться более эффективное использование проприоцептивной информации постуральной системой в сложных динамических заданиях. Об этом косвенно может свидетельствовать оценка спектральных показателей колебаний ОЦД. Считается, что короткие и высокочастотные колебания ОЦД отражают степень включения проприоцептивной информации, а длинные и низкочастотные колебания отражают долю постуральной регуляции, использующей зрительную и вестибулярную информацию, а также вклад церебральных процессов обработки информации [68, 141]. Хотя значение спектральных показателей для оценки сенсорных стратегий в динамических тестах, в отличие от статических, пока не изучено, мы попытались использовать такую же интерпретацию спектральных показателей колебаний ОЦД и в динамическом тесте «Ступенчатое воздействие». Несмотря на то, что различий в относительной мощности всех частотных диапазонов между МС и КМС в тесте «Ступенчатое воздействие» мы не выявили, у мастеров спорта по сравнению с КМС преобладали высокочастотные колебания в сагиттальной плоскости по показателю $60\%Pw(S)$ ($p < 0,05$, Рис. 36). Кроме этого, между $60\%PW-S$ и латентным периодом ($r = -0,54$,

$p=0,002$), скоростью броска ($r=0,72$, $p<0,001$) и скоростью размаха ($r=0,74$, $p<0,001$), а также временем реакции ($r=-0,40$, $p<0,05$) в тесте «Ступенчатое воздействие» при движении телом вперед, а также с этими же показателями при возвратном движении назад установлены тесные корреляции. Эти данные позволяют предположить, что в сложном динамическом тесте более быстрая и точная реакция телом в вертикальном положении у высококвалифицированных борцов обеспечивалась за счет большего использования сенсорных коррекций на основе быстрых проприорецептивных сигналов. Действительно, известно, что скорость реакции на сигнал является одним из важных показателей проприоцептивной чувствительности [85, 102]. Таким образом, у МС проприоцептивная система подключается, а постуральная система придает этим сигналам больший «вес» для обеспечения регуляции позы в более сложных заданиях. У низкоквалифицированных борцов даже в простых тестах постуральная регуляция уже использует более точные и быстрые нейрональные цепи на основе проприоцептивных сигналов, быстро насыщая тем самым центральные отделы проприоцептивной системы, а с увеличением сложности двигательных заданий афферентной информации становится недостаточно, как следствие, задача решается с меньшей результативностью. Данное предположение о различной постуральной стратегии, связанной с преимущественным использованием коротких или длинных нейрональных цепей, хорошо согласуется с работами [45, 133, 136], в которых показано увеличение доли низкочастотных колебаний ОЦД у высококвалифицированных футболистов [133, 136] и у гимнасток [45] в простых постуральных тестах, что отмечено и нашими данными (Рис. 23). Выявленные различия в стратегии постуральной регуляции, вероятно, отражают феномен экономизации функции, в данном случае, постуральной системы, в результате регулярного решения сложных двигательных задач в учебно-тренировочном процессе.

60%PW-S

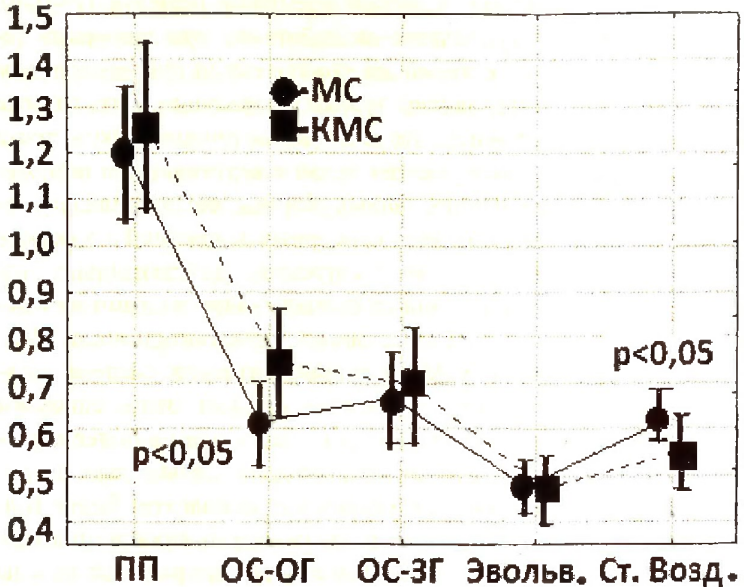


Рис. 36. Спектральный показатель 60%PW-S в сагиттальной плоскости в стабиллографических тестах: «Полуприсед» (ПП), «Основная стойка» с открытыми (ОС-ОГ) и закрытыми глазами (ОС-ЗГ), «Эвольвента» (Эвольв.) и «Ступенчатое воздействие» (Ст. Возд.) в группах MC и KMC. В положении ОС-ОГ спектр у MC был сдвинут в область НЧ ($p < 0,05$), а в динамическом тесте «Ступенчатое воздействие» в спектре преобладали ВЧ колебания ($p < 0,05$).

Вместе с тем, даже если наше предположение о более эффективном использовании проприоцептивной информации системой постуральной регуляции у борцов более высокого мастерства является верным, остается неясным, почему эта эффективность появляется у борцов мастеров спорта и не развивается у низкоквалифицированных спортсменов? Ведь и борцы с квалификацией KMC имели хоть и меньший общий тренировочный стаж ($8,5 \pm 3,4$ лет у KMC и $15,3 \pm 3,3$ лет у MC, $p < 0,001$), но все же достаточный для развития таких элементарных способностей, как быстрота и скорость реакции вертикальным телом. Наиболее

вероятно, что большее значение в этом имеет не эффективность тренировочного процесса, а индивидуальные генетически обусловленные особенности системы регуляции позы и в целом движений, которые заключаются в более быстром прохождении этапов обучения (когнитивной, ассоциативной и автоматизированной стадий обучения) новым движениям. В результате в группу высококвалифицированных борцов (МС) попали лица, у которых скорость и пределы роста эффективности сенсомоторных способностей под влиянием тренировки существовали сразу же (от рождения).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Настоящая монографическая работа посвящена анализу функции равновесия у спортсменов, занимающихся в видах спорта с разной направленностью тренировочного процесса. Наибольшее внимание в данной работе уделено спортсменам, длительно занимающимся борьбой самбо и дзюдо, оба вида являются очень близкими по смысловым и технико-тактическим действиям и относятся к группе сложно-координационных видов спорта.

Поддержание равновесия тела у спортсменов-борцов является важной функцией, участвующей в достижении высокого спортивного результата, поскольку одна из главных задач в борьбе – выведение партнера из равновесия и перевод в положение лежа на спине. В связи с этим в процессе учебно-тренировочных занятий функция равновесия у борцов развивается и достигает высокого уровня совершенства.

Спортсменам необходимо сохранять равновесие как в неподвижных статических положениях и на неподвижной опоре (в этом случае говорят о статическом равновесии), так и на подвижной опоре или во время движения тела (в таком случае говорят о динамическом равновесии). Литературные данные говорят о не тождественности статического и динамического равновесия, то есть способность сохранять высокую устойчивость вертикальной позы на неподвижной опоре не обязательно будет проявляться на подвижной опоре или во время движения тела.

Одной из задач нашего исследования было выяснить общие и специфические особенности функции равновесия у спортсменов, тренирующихся с различной направленностью тренировочного процесса. Мы предположили, что долговременная физическая тренировка в любом виде спорта будет вести к повышению устойчивости вертикальной позы, но при этом специфика тренировочного процесса может оказывать влияние на систему постуральной регуляции. В ходе нашей работы было установлено, что у спортсменов всех изученных спортивных специализаций: единоборства, игровые виды и циклические виды спорта на выносливость – выявлено снижение угловой ско-

рости в стойке с открытыми глазами и линейной скорости колебаний тела в стойке при удалении зрительной информации. Следовательно, можно, обобщив, сказать, что наиболее общей особенностью поструральной регуляции у лиц, систематически занимающихся любыми физическими нагрузками, является снижение скорости колебаний тела в вертикальной позе с закрытыми глазами. Данный факт указывает на снижение уровня напряжения поструральных механизмов регуляции позы в условиях отсутствия зрительной информации и на меньшую зависимость поструральной системы от зрительного анализатора. При этом необходимо отметить, что амплитуды колебаний по плоскостям и общая площадь колебаний тела, непосредственно отражающие устойчивость вертикальной позы, не сильно отличались от показателей, зарегистрированных у не спортсменов. Другой общей особенностью, характерной для всех спортивных групп, была сниженная угловая скорость колебаний как с открытыми, так и закрытыми глазами. Можно предположить, что снижение угловой скорости является самым первым изменением в поструральной регуляции, развивающимся при регулярной физической тренировке. Причины данного явления не ясны, но мы полагаем, что это может быть связано с предпочтительным использованием голенистой стратегии у спортсменов при меньшем участии тазобедренной мышечной синергии. Такое распределение стратегий поддержания позы может быть следствием высоких сократительных (силовых и скоростных) способностей мышц голенистой сустава у спортсменов, позволяющих обеспечивать поструральную устойчивость за счет голенистой стратегии. При недостаточных функциональных возможностях этих групп мышц, как, например, у не спортсменов, поструральная устойчивость в большей мере обеспечивается за счет более крупных и сильных мышц бедра и тазового пояса.

Вместе с тем, спортивная специфика отражалась на некоторых особенностях поструральной регуляции. Так, у борцов система регуляции позы в наименьшей степени использует зрительную информацию; у спортсменов-игровиков высокая устойчивость вертикальной позы обеспечивается при значительном вкладе зрительной информации, и спортсмены, тренирующиеся в циклических видах, проявили наименьшую степень устойчи-

ности во фронтальной плоскости по сравнению со спортсменами других специализаций. Все эти особенности, на наш взгляд, являются следствием специфических условий поддержания равновесия тела в изученных видах спорта. Так, в борцовском поединке зрительная информация часто бывает не только относительно несвоевременной и опаздывающей от реальной ситуации, но даже и ошибочной. Поэтому у борцов формируется специфическая особенность в большей мере опираться на проприоцептивную и вестибулярную информацию о положении тела в пространстве. Как следствие, в условиях удаления зрения поструральная устойчивость наибольшая во всех плоскостях именно у борцов. Во время игровых действий (в футболе, хоккее), напротив, возникает высокая потребность в зрительном анализе и, особенно, ориентации в пространстве относительно других игроков, мяча и игровой площадки. Это ведет к совершенствованию зрительного анализатора и к его значительному участию в регуляции вертикальной позы, что проявляется в наименьшей скорости колебаний тела именно при наличии зрительной информации (в стойке с открытыми глазами). Наконец, спортсмены, тренирующиеся в циклических видах на выносливость (лыжные гонки и длительный бег), хотя и обладали более совершенной системой поструральной регуляции, однако фронтальная устойчивость у них была наименьшей относительно других спортсменов. Данный факт, на наш взгляд, также отражает специфические условия спортивной деятельности в этих видах: предпочтительно прямолинейные перемещения в пространстве с относительно небольшим количеством поворотов, изменений направлений движений. Это снижает требования к регуляции позы во фронтальной плоскости, что проявляется в виде низкой фронтальной устойчивости вертикальной позы по сравнению с другими спортсменами.

Изучение связи поструральной устойчивости со спортивной квалификацией показало, что в стабилметрических показателях устойчивости вертикальной позы в обычной стойке с открытыми и закрытыми глазами существенных различий между борцами уровня КМС и борцами со званием МС не выявлено. Однако способность к произвольному управлению вертикальной позой в динамическом тесте на точность и скорость движений у

МС была более совершенна, чем у борцов КМС. Данные результаты указывают на более совершенные способности к произвольному управлению вертикальной позой у спортсменов более высокого уровня квалификации. Следовательно, различия начинают проявляться в более сложных и специфических условиях управления позой, что, видимо, и обеспечивает преимущества высококвалифицированных спортсменов-борцов над менее квалифицированными спортсменами в спортивных поединках. Можно полагать, что причины данных различий во многом имеют генетически predetermined природу, во всяком случае, по скорости развития этих способностей в процессе тренировки и также по пределам, которые могут быть достигнуты в процессе тренировки.

Следующим аспектом нашей работы было выяснение устойчивости постуральной системы к физическому утомлению. Основными результатами в этой части были следующие. Физическое утомление вызывает снижение устойчивости вертикальной позы; стандартная физическая нагрузка вызывает меньшую степень снижения устойчивости вертикальной позы у спортсменов, чем у не спортсменов; максимальная величина нагрузки снижает постуральную устойчивость в одинаковой мере у спортсменов и не спортсменов; снижение устойчивости позы происходит не только на фоне утомления постуральных мышц (нижних конечностей), но и при утомлении непостуральных мышц (верхних конечностей); скорость восстановления устойчивости позы у спортсменов существенно выше, чем у не спортсменов.

Повышение амплитуды и особенно скорости колебаний тела в вертикальной позе на фоне физического утомления обусловлено как изменениями на уровне периферического, так и центрально-нервного звена постуральной системы. Периферическое звено постуральной системы включает сенсорные системы (проприо- и прессио-рецепцию) и сократительный аппарат мышц. Центральное звено – все отделы постуральной системы, находящиеся в спинном и головном мозге, ответственные за анализ и интеграцию сенсорной информации и синтез двигательных импульсов и коррекций. В случае развития утомления в постуральных мышцах, как, например, в мышцах нижних конечностей при велоэргометрии, снижение устойчивости вертикальной позы ча-

стично может быть связано со уменьшением (искажением) проприоцептивной чувствительности в этих мышцах, а также со снижением скорости нервно-мышечной передачи нервного импульса и снижением силы мышечного сокращения в ответ на двигательный импульс. Физическая нагрузка вызывает изменения и на уровне ЦНС, что определяется как центральное утомление, причем вклад центрального утомления существенно возрастает при увеличении длительности нагрузки. Можно с определенной степенью уверенности говорить, что длительная физическая нагрузка практически всегда запускает развитие утомления в ЦНС, что отражается и в снижении эффективности постуральной регуляции. Именно развитием центрального утомления можно объяснить снижение устойчивости вертикальной позы после нагрузки на верхние конечности (велозргометрия руками). Развитие центрального утомления, по-видимому, ведет к нарушению интеграции сенсорной информации в ЦНС и формированию менее быстрых и точных команд двигательной системе, что и проявляется как увеличение амплитуды и скорости колебаний вертикальной позы.

Механизмы, которые обуславливают повышенную скорость восстановления постуральной регуляции у спортсменов, вероятно, относятся к повышению системы транспорта и потребления кислорода, включающей сердечно-сосудистую систему и систему утилизации кислорода в мышцах (митохондриальный аппарат). На наш взгляд, рост мощности этих систем обеспечивает повышение скорости восстановительных процессов после физической нагрузки и, в том числе, повышение скорости восстановления устойчивости вертикальной позы.

Оценка устойчивости вертикальной позы в привычных условиях спокойного стояния является хотя и важной и объективной характеристикой системы регуляции равновесия, но не отражает способности произвольно управлять позой, что является даже более востребованным в спортивной деятельности (статические позы являются лишь фоновым уровнем сложных движений). Анализ произвольной регуляции вертикальной позой показал, что в заданиях на точность следящего движения и скорость реакции спортсмены-борцы совершают меньше ошибок при следящем движении по эвольвенте, а также показывают по-

вышенную точность и скорость реакции в ответ на зрительный сигнал. Эти особенности в наибольшей мере оказались развиты у борцов высокой квалификации – мастеров спорта, чем в контроле или у борцов уровня КМС. Физиологической основой повышения точности и скорости двигательных реакций вертикальной позы, на наш взгляд, является более высокий уровень сенсомоторных способностей при большем вкладе в сенсорный анализ информации от проприорецепторной системы. Механизм развития этих способностей связан с совершенствованием центрального звена нейро-сенсорных реакций в процессе обучения двигательным действиям в борьбе. В процессе учебно-тренировочных занятий у борцов происходит формирование двигательных автоматизмов, совершенствуется способность к опознаванию наиболее важных сенсорных сигналов и к ответным реакциям на них. Наибольший уровень точности и скорости реакции вертикальной позой на двигательный сигнал отмечался у спортсменов более высокой квалификации, которые отличались только по общему стажу занятий, но не показателям физической подготовленности. Вероятно, что в эту группу борцов попали спортсмены с генетической предрасположенностью к большому развитию сенсомоторных способностей и высокой двигательной обучаемостью. Не исключено, что такие способности, как высокая проприоцептивная чувствительность и скорость обработки сенсорной информации, у них генетически предопределены.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Адо, А. Д. и Ишимова, Л. М. Патологическая физиология. [Текст] / А. Д. Адо. – М. : Медицина, 1980. – 520 с.
2. Батуев, А. С. Нейрофизиология коры головного мозга: Модульный принцип организации [Текст] / А. С. Батуев. – Л. : Изд-во Ленингр. ун-та, 1984. – 216 с.
3. Бернштейн, Н. А. О ловкости и ее развитии [Текст] / Н. А. Бернштейн. – М. : Физкультура и спорт, 1991. – 288 с.
4. Бернштейн, Н. А. Физиология движений и активность [Текст] / Н. А. Бернштейн ; под ред. О. Г. Газенко. – М. : Наука, 1990. – 492 с.
5. Гаже, П.-М., Вебер, Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека [Текст] / П.-М. Гаже, Б. Вебер. – СПб : МАПО, 2007. – 316 с.
6. Гурфинкель, В. С., Коц, Я. М., Шик, М. Л. Регуляция позы человека [Текст] / В. С. Гурфинкель, Я. М. Коц, М. Л. Шик. – М: Наука, 1965. – 256 с.
7. Камкин, А., Каменский, А. Фундаментальная и клиническая физиология [Текст] : Уч-к для студентов высших учебных заведений / А. Камкин, А. Каменский. – М: Изд. центр «Академия», 2004. – 1072 с.
8. Карпман, В. Л., Любина, Б. Г. Динамика кровообращения у спортсменов [Текст] / В.Л. Карпман, Б. Г. Любина. – М.: ФиС, 1982. – 135 с.
9. Кашуба, В. А. Биомеханика осанки [Текст] / В. А. Кашуба. – Киев: Олимпийская литература, 2003. – 279 с.
10. Левик, Ю. С. Система внутреннего представления в управлении движениями и организации сенсомоторного взаимодействия [Текст] // Авторефер. дис... д-ра. биол. наук. – М., 2006. – 47 с.
11. Мак-Комас, А. Дж. Скелетные мышцы. Строение и функции. [Текст] / А. Дж., Мак-Комас – Киев : Олимпийская литература, 2001. – 408 с.
12. Мельников, А. А., Савин, А. А., Емельянова, Л. В., Викулов А. Д. Сравнительный анализ регуляция вертикальной позы у борцов разной спортивной квалификации [Текст] //

- Физиология человека. – 2011. – Т. 37. – №. 5. – С. 113–119.
13. Мельников, А. А., Викулов, А. Д. Реологические свойства крови у спортсменов. [Текст] / А. А. Мельников, А. Д. Викулов. – Ярославль : Изд-во ЯГПУ, 2008. – 485 с.
 14. Мельников, А. А., Савин, А. А., Емельянова, Л. В., Викулов А. Д. Регуляция равновесия у борцов-самбистов на фоне физического утомления после субмаксимальной велоэргометрической нагрузки [Текст] // Вестник спортивной науки. – 2010. – № 5. – С. 136-141.
 15. Мельников, А. А., Савин, А. А., Емельянова, Л. В., Викулов, А. Д. Устойчивость позы во время статического напряжения до и после субмаксимального аэробного велоэргометрического теста у спортсменов [Текст] // Физиология человека. – 2012. – Т. 38. – №. 2. – С. 66–72.
 16. Мельников, А. А., Николаев, Р. Ю. Динамика устойчивости вертикальной позы после легкой и субмаксимальной велоэргометрической нагрузки у спортсменов [Текст] // Нейробиология и новые подходы к искусственному интеллекту и к науке о мозге: мат. трудов II Всеросс. научной школы – Ростов н/Д : Изд-во ЮФУ, 2011. – С. 110-113.
 17. Напалков, Д. А., Ратманова, П. О., Коликова, М. Б. Аппаратные методы диагностики и коррекции функционального состояния стрелка [Текст] : методические рекомендации / Д. А Напалков, П. О. Ратманова, М. Б. Коликова. – М. : МАКС Пресс, 2009. – 212 с.
 18. Николаев, Р.Ю., Мельников, А.А., Викулов, А.Д. Особенности поддержания устойчивости вертикальной позы на фоне утомления мышц верхних и нижних конечностей у борцов [Текст] // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2012. – № 9. – С. 251 – 256.
 19. Орлов, Р. С., Ноздрачев, А. Д. Нормальная физиология [Текст]: учебник / Р. С. Орлов, А. Д. Ноздрачев. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 688 с.
 20. Платонов, В. Н. Система подготовки спортсменов в олимпийском спорте. Общая теория и ее практические приложения [Текст] : учебник тренера высшей квалификации / В. Н. Платонов. – Киев : Олимпийская литература, 2004. – 656 с.
 21. Покровский В. М., Коротько Г. Ф. Физиология человека

- [Текст] / В. М. Покровский, Г. Ф. Коротько. – М.: Медицина, 1997. – 816 с.
22. Савин, А. А. Взаимосвязь стабильности позы в основной стойке и полуприседе с физической работоспособностью у борцов [Текст] // Вестник Томского государственного педагогического университета. – 2011. – В. 5 (107). – С. 62-65.
 23. Савин, А. А., Мельников, А. А. Взаимосвязь способности поддерживать равновесие с антропометрическими данными у спортсменов-борцов [Текст] // Вестник Удмуртского университета. Биология. Наука о земле. – 2010. – В. 4. – С. 97 – 103.
 24. Скворцов, Д. В. Клинический анализ движений. Стабилометрия [Текст] / Д. В. Скворцов. – М. : АОЗТ «Антидор», 2000. – 192 с.
 25. Терехов, А. В. Математическое моделирование регулирования вертикальной позы человека. [Текст] Автореф. дис... канд. физико-математических наук. – М., 2007. – 24 с.
 26. Ундриц, В. Ф., Хилов, К. Л., Лозанов, Н. Н., Супрунов В. К. Болезни уха, горла и носа (руководство для врачей). [Текст] / В. Ф. Ундриц, К. Л. Хилов, Н. Н. Лозанов, В. К. Супрунов М.: Изд-во Медицина, 1969. – 300 с.
 27. Усачев, В. И., Абдулкеримов, Х. Т., Григорьев, С. Г. Автоматизированная компьютерная стабиллографическая диагностика атаксий с использованием анализа векторов и статистического метода «деревьев классификации» [Текст] : монография / В. И. Усачев, Х. Т. Абдулкеримов, С. Г. Григорьев. – Таганрог: ЗАО ОКБ «РИТМ», 2004. – 24 с.
 28. Шестаков, М.П. Использование стабиллометрии в спорте [Текст] / М.П. Шестаков. – М. : ТВТ Дивизион, 2007. – 112 с.
 29. Шульговский, В.В. Основы нейрофизиологии [Текст] / В. В. Шульговский. – М. : Аспект Пресс, 2000. – 277 с.
 30. Adams J.A. Historical review and appraisal of research on the learning, retention, and transfer of human motor skills // Psychol. Bull. – 1987. – V. 101. – P. 41.
 31. Allard P., Nault M.L., Hinse S. et al. Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. // Ann. Hum. Biol. – 2001. – V. 28. P. 624–633.
 32. Ashton-Miller J.A., Wojtys E.M., Huston L.J., Fry-Welch D. Can

- proprioception really be improved by exercises? // *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* – 2001. – V. 9. – P. 128–136.
33. Asseman F.B., Caron O., Crémieux J. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? // *J. Gait Posture.* – 2008. – V. 27. – P. 76-81.
 34. Aydin T., Yildiz Y., Yildiz C., Atesalp S., Kalyon T.A. Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls // *Foot Ankle Int.* – 2002. – V. 23. – P. 123 – 129.
 35. Bachman J.C. Specificity versus generality in learning and performing two large muscle motor tasks. // *Res. Quat.* 1961. – V. 32. P. 3-11.
 36. Baloh R.W., Jacobson K.M. & Socotch T.M. The effect of ageing on visual-vestibulo-ocular responses. // *Exp. Brain Res.* – 1993. – V. 95. – P. 509-516.
 37. Barrack R., Skinner H., Brunet M. Joint kinesthesia in the highly trained knee. // *J. Sports Med.* – 1994. – V. 3. – P. 18-42.
 38. Becker E.L., Butterfield W.J.H., Harwey M.C. et al. International dictionary of medicine and biology. A Wiley Medical Publication. John Wiley & Sons. New York. USA, 1986.
 39. Berg K.O., Wood-Dauphinee S., Williams J.I. & Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. // *Physiotherapy Canada.* – 1989. – V. 41. – P. 304-311.
 40. Biec E. Kuczynski M. Postural control in 13-year-old soccer players. // *Eur. J. Appl. Physiol.* – 2010. – V. 110. – P. 703–708.
 41. Blackburn T., Guskiewicz K., Petschauer M. and Prentice W. Balance and joint stability: The relative contributions of proprioception and muscular strength. // *Journal of Sport Rehabilitation.* – 2000. – V. 9. – P. 315-328.
 42. Bove M., Faelli, E., Tacchino, A., Lofrano, F., Cogo, C.E., Ruggeri, P., 2007. Postural control after a strenuous treadmill exercise. // *Neurosci. Lett.* – 2007. –V. 418. – P. 276–281.
 43. Brandt T., Paulus W. & Straube A. Vision and posture. In: Bles W., Brandt T. (eds.). *Disorders of posture and gait.* Amsterdam. Elsevier, 1986. – P.157-175.
 44. Bressel E., Yonker J.C., Kras J. et al. Comparison of Static and

- Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes // *Journal of Athletic Training*. – 2007. – V. 42. – P. 42–46.
45. Calavalle A.R., Sisti D., Rocchi M.B. et al. Postural trials: expertise in rhythmic gymnastics increases control in lateral directions // *Eur. J. Appl. Physiol.* – 2008. – V. 104. – P. 643–649.
 46. Caron O., Gelat T., Rougier P., Blanchi JP. A comparative analysis of the center of gravity and centre of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness. // *J. Appl. Biomech.* – 2000. – V. 16. – P. 234–247.
 47. Chiari L, Bertani A, Cappello A. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. // *Hum. Mov. Sci.* – 2000. – V. 19. – P. 817–842.
 48. Chiari L., Rocchi L. Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. // *Clinical Biomechanics.* – 2002. – V. 17. – P. 666–677.
 49. Crémieux J., Dupui P., Isableu B. & Ohlmann T. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. // *Neuroscience Letters.* – 1999. – V. 267. – P. 189–192.
 50. Davidson B.S., Madigan M.L., Nussbaum M.A. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. // *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* – 2004. – V. 93. – P. 183–189.
 51. Davis J.W., Ross P.D., Nevitt M.C. & Wasnich R.D. Risk factors for falls and for serious injuries on falling among older Japanese women in Hawaii. // *J. Am. Geriatr. Soc.* – 1999. – V. 47. – P. 792–798.
 52. Davlin, C. D. Dynamic balance in high level athletes. // *Perceptual and Motor Skills.* – 2004. – V. 98. – P. 1171–1176.
 53. Demura S., Uchiyama M. Influence of anaerobic and aerobic exercises on the center of pressure during an upright posture // *J. Exerc. Sci. Fit.* – 2009. – V. 17. – P. 39–47.
 54. Dichgans J., Mauritz K.H., Allum J.H., Brandt T. Postural sway in normals and atactic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. // *Agressologie.* – 1976. – V. 17. – P. 15–24.
 55. Dickin, D.C., Doan, J.B., Postural stability in altered and unilateral sensory environments following fatiguing exercise of lower

- extremity joints. // *Scand. J. Med. Sci. Sports.* – 2008. – V. 18. – P. 765–772.
56. Diener H.C. & Dichgans J. Long loop reflexes and posture. In: Bles W., Brandt T. (eds.). *Disorders of posture and gait.* Amsterdam. Elsevier. – 1986. – P. 41–44.
57. Enoka R.M. *Neuromechanical basis of kinesiology.* Second edition. Human kinetics. Champaign, IL. 1994.
58. Era P., Konttinen N., Mehto P. et al. Postural stability and skilled performance—a study on top level and naive rifle shooters. // *J. Biomech.* – 1996. – V. 29. – P. 301–306.
59. Era P., Schroll M., Ytting H., Gause-Nilsson I., Heikkinen E. Postural balance and its sensory – motor correlates in 75-year-old men and women: A cross-national comparative study. // *J. Gerontol.: Medical Sciences.* – 1996. – V. 51A. – P. M53–M63.
60. Fitzpatrick R.C., Gorman R.B., Burke D., Gandevia S.C. Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics. // *The Journal of Physiology.* – 1992. – P. 458. – P. 69–83.
61. Fitzpatrick R.C., McCloskey D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. // *J. Physiol.* – 1994. – V. 478. – P. 173–186.
62. Fontani G., Lodi L., Felici A. et al. Attention in athletes of high and low experience engaged in different open skill sports. // *Perceptual and Motor Skills.* – 2006. – V. 102. – P. 791–816.
63. Fox, Z.G., Mihalik, J.P., Blackburn, J.T., Battaglini, C.L., Guskiewicz, K.M., 2008. Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols. // *J. Athl. Train.* – 2008. – V. 43. – P. 456–463.
64. Frank J.S. Earl M. *Coordination of Posture and Movement* // *Physical Therapy.* – 1990. – V. 70. – P. 855–863.
65. Gagey P.M., Toupet M. Ortostatic postural control in vestibular neuritis. A stabilometric analysis. // *Ann. Otol. (St Louis).* – 1991. – V. 100. – P. 971–975.
66. Gatev P., Thomas S., Thomas K., Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. // *Journal of Physiology.* – 1999. – V. 514. – P. 915–928.
67. Golomer E., Cremieux J., Dupui P., Isableu B., Ohlmann T. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visu-

- al perception of male professional dancers. // *Neurosci. Lett.* 1999. – V. 267. – P. 189–192.
68. Golomer E., Dupui P., Bessou P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. // *Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.* – 1994. – V. 102. – P. 225-230.
 69. Gribble P.A., Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 2004. – V. 85. – P. 589-592.
 70. Gurfinkel V.S. Muscle afferentation and postural control in man. // *Agressologie.* – 1973. – V. 14. – P. 1–8.
 71. Gurfinkel V.S., Osevetz M. Dynamics of the vertical posture in man. // *Biophysics.* – 1972. – V. 17. – P. 496-506.
 72. Guyton A.C., Hall J.E. Textbook of medical physiology. Saunders, Philadelphia, 1996.
 73. Haddad J.M., Gagnon J.L., Hasson C.J., Van Emmerik R.E. Evaluation of time-to-contact measures for assessing postural stability. // *Journal of Applied Biomechanics.* – 2006. – V. 22. – P. 155-161.
 74. Hagbarth K.E., Macefield V.G. The fusimotor system. Its role in fatigue. // *Adv. Exp. Med. Biol.* – 1995. – V. 384. – P. 259-270.
 75. Harkins K.M., Mattacola C.G., Uhl T.L. et al. Effects of 2 Ankle Fatigue Models on the Duration of Postural Stability Dysfunction // *Journal of Athletic Training.* – 2005. – V. 40. – P. 191–196.
 76. Hlavacka F., Horak F.B. Somatosensory influence on postural response to galvanic vestibular stimulation // *Physiol Res.* – 2006. – V. 55. – P. S121-S127.
 77. Horak F.B. & Nashner L.M. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. // *J. Neurophysiol.* – 1986. – V. 55. – P. 1369-1381.
 78. Horak F.B. Clinical measurement of postural control in adults. // *Phys. Ther.* – 1987. – V. 67. – P. 1881-1885.
 79. Horak F.B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? // *Age and Ageing.* – 2006. – V. 35. P. ii7–ii11.
 80. Horak F.B., Hlavacka F. Somatosensory loss increases vestibulo-spinal sensitivity. // *J. Neurophysiol.* – 2001. – V. 86. P. 575-585.
 81. Hosseinimher S.H., Norasteh A.A., Abbasi A.; The comparison of dependency on vision and proprioception in gymnastic, wres-

- ting and soccer. // *Brazilian Journal of Biomechanics*. – 2009. – V. 3. – P. 332-338.
82. Hsu W-L., Scholz J.P., Schöner G., Jeka J.J., Kiemel T. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multi-joint coordination. // *Journal of Neurophysiology*. – 2007. – V. 97. – P. 3024-3035.
83. Hugel F, Cadopi M, Kohler F, et al. Postural control of ballet dancers. a specific use of visual input for artistic purposes. *Int J Sports Med* 1999;20:86–92.
84. Ijkema-Paassen, J., Gramsbergen, A., Development of postural muscles and their innervation. // *Neural. Plast.* – 2005. – V. 12. – P. 141–151.
85. Jerosch J., Prymka M. Proprioception and joint stability. // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* – 1996. – V. 4. – P. 171-179.
86. Johansson R. & Vallbo Å. Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand. // *Brain Res.* – 1980. – V. 184. – P. 353- 366.
87. Jones L.A., Hunter I.W. Effect of fatigue on force sensation. // *Exp. Neurol.* – 1983. – V. 81. – P. 640–650.
88. Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. // *Neuroreport.* – 1998. – V. 9. – P. 3247-3252.
89. Kejonen P. Body movements during postural stabilization. Measurements with a motion analysis system. University of Oulu, Finland, Oulu, 2002 – 80 P.
90. Kendall F.P., McCreary E.K., Provance P.G. *Muscles Testing and Function*. 4th ed. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1993.
91. Kerr B., Condon S.M., McDonald L.A. Cognitive spatial processing and the regulation of posture. // *J. Exp. Psychol.* – 1985. – V. 11. – P. 617 – 622.
92. Kioumourtzoglou E., Derri V., Mertzanidou O. and Tzetzis G., Experience with perceptual and motor skills in rhythmic gymnastics // *Percept. Mot. Skills.* – 1997. – V. 84. – P. 1363-1372.
93. Kofotolis N., Vrabas I.S., Vamvakoudis E., Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. // *Br. J. Sports Med.* – 2005. – V. 39. – e11.
94. Kuczyński M., Rektor Z., Borzucka D. Postural Control in Quiet

- Stance in the Second League Male Volleyball Players // Human Movement. – 2009. – V. 10. – P. 12-15.
95. Kuo A.D. An optimal control model for analyzing human postural balance. // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1995. – V. 42. P. 87–101.
 96. Lajoie Y., Teasdale N., Bard C., Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. // Exp. Brain. Res. – 1993. – V. 97. – P. 139–144.
 97. Ledin T., Fransson P.A., Magnusson M. Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. // Gait Posture. – 2004. – V. 19. – P. 184–193.
 98. Lee A.J.Y. and Lin W.-H. The Influence of Gender and Somatotype on Single-Leg Upright Standing Postural Stability in Children. // Journal of Applied Biomechanics. – 2007. – V. 23. – P. 173-179.
 99. Lee D.N. & Aronson E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. // Percep. Psychophys. – 1974. – V. 15. – P. 529-532.
 100. Leibowitz H.W., Rodemer C.S. & Dichgans J. The independence of dynamic spatial orientation from luminance and refractive error. // Percep. Psychophys. – 1979. – V. 25. – P. 75-79.
 101. Lentell G.L., Katzman L.L, Walters M.R. The relationship between muscle function and ankle stability. // J. Orthop. Sports Phys. Ther. – 1990. – V. 11. – P. 605–611.
 102. Lephart S.M., Giraldo J.L., Borsa P.A. Knee joint proprioception: a comparison between female intercollegiate gymnasts and controls. // Knee. Surg., Sports Traumatol, Arthroscopy. – 1996. – V. 4. – P. 121-124.
 103. Li J.X., Xu D.Q., Hoshizaki B. Proprioception of foot and ankle complex in young regular practitioners of ice hockey, ballet dancing and running // Res. Sports Med. – 2009. – V. 17. – P. 205-216.
 104. Lin C.H., Lee H.Y., Chen J.J. et al. Development of a quantitative assessment system for correlation analysis of footprint parameters to postural control in children. // Physiol. Meas. – 2006. – V. 27. – P. 119-130.
 105. Lin D., Nussbaum M.A., Seol H., Singh N.B., Madigan M.L. Acute effects of localized muscle on postural control and patterns

- of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. // *Eur. J. Appl. Physiol.* – 2009. – V. 106. – P. 425–434.
106. Loram I.D., Kelly S.M., and Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance? // *J. Physiol.* – 2001. – V. 532. – P. 879–891.
107. Lundin T.M., Feuerback J.W., Grabiner M.D. Effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control. // *J. Appl. Biomech.* – 1993. – V. 9. – P. 191–201.
108. Mahar R.K., Kirby R.L. & MacLeod D.A. Simulated leg-length discrepancy: Its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 1985. – V. 66. – P. 822–824.
109. Masani K., Popovic M.R., Nakazawa K. Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance // *A.J.P. – J.N. Physiol.* – 2003. – V. 90. – P. 3774–3782.
110. Massion J. Postural control system // *Curr. Opin. Neurobiol.* – 1994. – V. 4. – P. 877–887.
111. Matsuda S., Demura S., Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. // *J. Sports Sciences.* – 2008. – V. 26. – P. 775–779.
112. Menz H.B. & Lord S.R. Foot problems, functional impairment and falls in older people. // *JAPMA.* – 1999. – V. 89. – P. 458–467.
113. Merzenich MM, Recansone G, Jenkins WM, Allard TT, Nudo RJ (1988) Neurobiology of neocortex. Cortical representational plasticity. Wiley, New York
114. Mirka A., Black F.O. Clinical application of dynamic posturography for evaluating sensory integration and vestibular dysfunction. // *Neurol. Clin.* – 1990. – V. 8. P. 351–359.
115. 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. – V. 17. – P. 180–185.
116. Morasso P.G. and Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? // *J. Neurophysiol.* – 1999. – V. 83. – P. 1622–1626.

117. Murrell P., Cornwall M.W. & Doucet S.K. Leg-length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 1991. – V. 72. – P. 646-648.
118. Nagy E., Toth K., Janositz G. et al. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. // *Eur. J. Appl. Physiol.* – 2004. – V. 92. – P. 407-413.
119. Nakamoto H., Mori S. Sport-specific decision-making in a Go/NoGo reaction task: difference among nonathletes and baseball and basketball players. // *Percept. Mot. Skills.* – 2008. – V. 106. – P. 163-170.
120. Nardone A *Neurophysiology of Movement and Posture // 1st Summer School on Advanced technologies for neuromotor assessment and rehabilitation. Monte San Pietro Bologna, Italy.* – 2006.
121. Nardone A., Tarantola J., Galante M., Schieppati M. Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 1998. – V. 79. – P. 920-924.
122. Nashner L.M. & McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. // *Behav. Brain. Sci.* – 1985. – V. 8. – P. 135-172.
123. Nashner L.M. Analysis of movement control in man using the movable platform. In: *Motor Control Mechanism in Health and Disease*, Ed. JE Desmedt, Raven Press, New York, 1983. – P. 607-619.
124. Nashner L.M. Computerized dynamic posturography. In: Joel A Goebel: *Practical Management of Dizzy Patient*. Lippicott. Williams & Wilkins. Philadelphia, 2001. – P. 143-170.
125. Neto O.P., Bolander R., Pacheco M.T. Force, reaction time, and precision of Kung Fu strikes. // *Percept. Mot. Skills.* – 2009. – V. 109. – P. 295-303.
126. Ng J.K., Parnianpour M., Richardson C.A. Effect of fatigue on torque output and electromyographic measures of trunk muscles during isometric axial rotation. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 2003. – V. 84. P. 374-381.
127. Njiokiktjien C., De Rijke W., Dieker-Van Ophem A., Voorhoeve-Coebergh O. A possible contribution of stabilography to the differential diagnosis of cerebellar processes. // *Agressologie.* – 1978. – V. 19. – P. 87-88.

128. Noe F., Paillard T. Is postural control affected by expertise in alpine skiing? // *Br. J. Sports Med.* – 2005. – V. 39. – P. 835-837
129. Nussbaum M. Postural stability is compromised by fatiguing overhead work. // *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* – 2003. – V. 64. – P. 56-61.
130. Olmedo A C., Rodríguez J R, García de la Concepción M A. Effects of upper body exercise on knee joint position sense. // *Revista Digital – Buenos Aires.* – 2009. – N. 136. – P. 1-5.
131. Orr R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review // *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* – 2010. – V. 46. P. 183-220.
132. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review//*Neurosci. Biobehav. Reviews.* – 2012. – V. 36. – P. 162-176.
133. Paillard T., Bizid R., Dupui P. Do sensorial manipulations affect subjects differently depending on their postural abilities? // *Br. J. Sports Med.* – 2007. – V. 41. – P. 435-440.
134. Paillard T., Costes-Salon C., Lafont C. et al. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? // *Br. J. Sports Med.* – 2002. – V. 36. – P. 304-309.
135. Paillard T., Montoya R., Dupui P. Postural adaptations specific to preferred throwing techniques practiced by competition-level judoists. // *J. Electromyogr. Kinesiol.* – 2007. – V. 17. – P. 241-244.
136. Paillard T., Noé F., Rivière T., Marion V. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition // *J. Athl. Train.* – 2006. – V. 41. – P. 172-176.
137. Paulus W.M., Straube A. & Brandt T. Visual stabilisation of posture. // *Brain.* – 1984. – V. 107. – P. 1143-1163.
138. Pedersen J., Lonn J., Hellstrom F. et al. Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the human shoulder. // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1999. – V. 31. – P. 1047-1052.
139. Perrin P., Deviterne D., Hugel F., Perrot C. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. // *Gait Posture.* – 2002. – V. 15. – P. 187-194
140. Perrot C., Deviterne D., Perrin P. Influence of training on

- postural and motor control in a combative sport. // *J. Hum. Mov. Studies.* – 1998. – V. 35. – P. 119-135.
141. Peterka R.J. Sensorimotor integration in human postural control. // *J. Neurophys.* – 2002. – V. 88. P. 1097–1118.
 142. Pinsault N., Vuillerme N. Differential postural effects of plantar-flexor muscles fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions. // *Exp. Brain. Res.* – 2008. – V. 191. – P. 99–107.
 143. Pline K.M., Madigan M.L., Nussbaum M.A., Grange R.W. Lumber extensor fatigue and circumferential ankle pressure impair ankle joint motion sense. // *Neurosci. Lett.* – 2005. – V. 390. – P. 9–14.
 144. Pyykkö I., Aalto H., Hytönen M., Starck J., Jäntti P. & Ramsay H. Effect of age on postural control. In Amblard B., Berthoz A. & Clarac F. (eds): *Posture and Gait: development, adaption and modulation. Proc. 9th. Int. Symp Postural and Gait Research.* Marseille. – 1988. – P. 95-104.
 145. Richard C.M., Wright R.D., Ee C., Prime S. L., Shimizu U., and Vavrik J. Effect of a concurrent auditory task on visual search performance in a driving-related image-flicker task. // *Human Factors.* – 2002. – V. 44. – P. 108-112.
 146. Riemann B.L., Guskiewicz K.M., Shields E.W. Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. // *J. Sport. Rehabil.* – 1999. – V. 8. – P. 71–82.
 147. Rocchi L., Chiari L., Cappello A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2004. – V. 42. – P. 71-79.
 148. Schmit J.M., Regis D.I. and Riley M.A. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes // *Exper. Brain Res.* – 2005. – V. 163. – P. 370-375.
 149. Shumway-Cook A., Woollacott M. *Motor Control: Theory and Practical Applications.* Baltimore, Md: Williams & Wilkins. 1995.
 150. Skinner H.B., Wyatt M.P., Hodgdon J.A., Conard D.W., Bar-rack R.L. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. // *J. Orthop. Res.* – 1986. – V. 4. – P. 112-118.
 151. Surenkok A., Scedil E., Isler K., Aytar A., Gultekin Z. Effect of knee muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance

- in healthy subjects. // *Isokinet. Exerc. Sci.* – 2006. – V. 14. P. 301-306.
152. Taylor J.L., Butler J.E., Gandevia S.C. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. // *Eur. J. Appl. Physiol.* – 2000. – V. 83. – P. 106–115.
153. Taylor J.L., Gandevia S.C. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. // *J. Appl. Physiol.* – 2008. – V. 104. P. 542–550.
154. Tropp H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. // *Int. J. Sports Med.* – 1986. – V. 7. – P. 291–294.
155. Voight M.L., Hardin J.A., Blackburn T.A. et al. The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* – 1996. – V. 23. – P. 348-353.
156. Vuillerme N., Boisgontier M. Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. // *Gait Posture.* – 2008. – V. 28. P. 521-524.
157. Vuillerme N., Nougier V. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. // *Brain Research. Bulletin.* – 2004. – V. 63. – P. 161–165.
158. Vuillerme N., Nougier V. Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 2003. – V. 84. – P. 1560-1563.
159. Vuillerme N., Pinsault N. and Vaillant J. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs // *Neuroscience Letters.* – 2005. – V. 378. – P. 135–139.
160. Vuillerme N., Pinsault N. Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue. // *Exp. Brain Res.* – 2007. – V. 183. – P. 323-327.
161. Vuillerme N., Teasdale N., Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. // *Neurosci. Lett.* – 2001. – V. 311. – P. 73–76.
162. Winstein C.J.: Balance retraining: Does it transfer? In: Duncan PW (ed), *Balance Proceedings of the APTA Forum.* P. 95-103. Alexandria, VA: American Physical Therapy Association

- (APTA), 1990.
163. Winter D.A., Patla A.E. and Frank J.S. Assessment of balance control in humans. // *Med. Prog. Technol.* – 1990. – V. 16. – P. 31-51.
 164. Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M. & Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. // *J. Neurophysiol.* – 1998. – V. 80. – P. 1211-1221.
 165. Winter D.A., Prince F., Frank J.S., Powell C., Zabjek K.F. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. // *J. Neurophysiol.* – 1996. – V. 75. – P. 2334-2343.
 166. Wojtys E.W., Wylie B.B. and Huston L.J. The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. // *Am. J. Sports Med.* – 1996. – V. 24. – P. 615-621.
 167. Woollacott M., Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research // *Gait Posture.* – 2002. – V. 16. – P. 1-14.
 168. Yaggie J., Armstrong W.J. Effects of lower extremity fatigue on indices of balance. // *J. Sport Rehabil.* – 2004. – V. 13. – P. 312-316.
 169. Yaggie J.A. & Mc Gregor S.J. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* – 2002. – V. 83. – P. 224-228.
 170. Yardley L., Gardner M., Leadbetter A, Lavie N. Effect of articulatory and mental tasks on postural control. // *Neuro. Report.* – 1999. V. 10. – P. 215 – 219.
 171. Yoshitomi S.K., Tanaka C., Duarte M. Postural responses to unexpected external perturbation in judoists of different ability levels. // *Rev. Bras. Med. Esporte.* – 2006. – V. 12. – P. 145e-150e.
 172. Zemková E., Hamar D. Postural sway and cardiorespiratory response to resistance exercises // *Facta Universitatis Series: Physical Education and Sport.* – 2009. – V. 7. – P. 181-187.
 173. Zhou S., McKenna M.J., Lawson D.L., Morrison W.E. and Fairweather I. Effect of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. // *Eur. J. Applied Physiol. Occupat. Physiol.* – 1996. – V. 72. P. 410-416.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Стабилографические показатели, предлагаемые для анализа
функции равновесия в программном обеспечении StabMed
(ОКБ Ритм)

MO(x), мм	математическое ожидание положения координат положения (смещение) ОЦД по фронтالي
MO(y), мм	математическое ожидание положения координат положения (смещение) ОЦД по сагиттали
Q(x), мм	разброс (или среднеквадратическое отклонение) колебаний ОЦД по фронтали
Q(y), мм	разброс (или среднеквадратическое отклонение) колебаний ОЦД по сагиттали
R, мм	средний суммарный разброс колебаний ОЦД по всем направлениям (средний радиус окружности, рассчитанной для площади колебаний ОЦД)
V, мм/сек	средняя скорость перемещения ОЦД
SV, кв.мм/сек	средняя скорость изменения площади статокинезиграммы
Angle, град	среднее направление колебаний большой оси доверительного эллипса статокинезиграммы
EIS, кв.мм	площадь доверительного эллипса статокинезиграммы без выбросов
EIE	коэффициент сжатия доверительного эллипса статокинезиграммы
IV	индекс скорости – усредненный показатель скорости по всем направлениям
OD	оценка движения, равен отношению длины статокинезиграммы к среднему радиусу (R) окружности колебания ОЦД
KAss0(x), %	коэффициент асимметрии относительно 0 (нуля) по оси x
KAss0(y), %	коэффициент асимметрии относительно 0 (нуля) по оси y

KA _{AssM} (x), %	коэффициент асимметрии относительно математического ожидания (среднего арифметического) по оси x
KA _{AssM} (y), %	коэффициент асимметрии относительно математического ожидания (среднего арифметического) по у
KA _{AssO} (x), %	коэффициент асимметрии относительно моды по оси x
KA _{AssO} (y), %	коэффициент асимметрии относительно моды по оси у
KA _{AssE} (x), %	коэффициент асимметрии относительно медианы по оси x
KA _{AssE} (y), %	коэффициент асимметрии относительно медианы по оси у
K _{riv} , рад/мм	коэффициент кривизны кинезиграммы
L _X , мм	длина траектории ОЦД по фронтالي
L _Y , мм	длина траектории ОЦД по сагиттали
LFS, 1/мм	длина траектории ОЦД в зависимости от площади (=L/S)
КФР, %	коэффициент функции равновесия
НПВ, кв.мм./с	нормированная площадь векторограммы (суммарная площадь векторограммы, отнесенная ко времени записи сигнала)
КРИНД, %	коэффициент резкого изменения направления движения (% резких (> 45 градусов) поворотов вектора скорости)
ЛСС, мм/сек	средняя линейная скорость (среднее значение векторов скорости)
АВЛС, мм/сек	амплитуда вариации линейной скорости (среднее абсолютное значение изменений векторов линейной скорости в точках локальных экстремумов)
ПВЛС, сек	период вариации линейной скорости (среднее время между значениями локальных экстремумов векторов линейной скорости)
УСС, град/сек	средняя угловая скорость (средняя скорость изменения направления векторов скорости движе-

	ния ОЦД)
АВУС, град/сек	амплитуда вариации угловой скорости
ПВУС, сек	период вариации угловой скорости
КАУС, %	коэффициент асимметрии угловой скорости (среднее направление вращения векторов скорости)
НУС, об	накопленный угол смещения (суммарный угол поворота векторов за период обследования)
ЛСС_ф, мм/сек	средняя линейная скорость по фронтоли
ЛСС_с, мм/сек	средняя линейная скорость по сагиттали
КАЛС_ф	коэффициент асимметрии линейной скорости по фронтоли (соотношение длин проекции векторов направленных вправо и влево)
КАЛС_с	коэффициент асимметрии линейной скорости по сагиттали (соотношение длин проекции векторов, направленных вправо и влево)
МВ, кв.мм	мощность векторограммы (стандартизированная за период наблюдений сумма квадратов всех векторов скорости)
ЛС/УС, мм/град	соотношение средней линейной к средней угловой скорости
F1(F), Гц	частота первого (максимального по амплитуде) пика в спектральной плотности по фронтоли
A1(F), мм	амплитуда первого (максимального по амплитуде) пика в спектральной плотности по фронтоли
F2(F), Гц	частота второго (второго по амплитуде) пика в спектральной плотности по фронтоли
A2(F), мм	амплитуда второго (второго по амплитуде) пика в спектральной плотности по фронтоли
F3(F), Гц	частота третьего (третьего по амплитуде) пика в спектральной плотности по фронтоли
A3(F), мм	амплитуда третьего (третьего по амплитуде) пика в спектральной плотности по фронтоли
60%Pw(F),	частота, на которой мощность низкочастотных

Гц	колебаний по фронту равна 60% от всей мощности
$P_{w1}(F)$, %	относительная мощность стабилографического сигнала (векторов скорости) в зоне очень низкочастотных волн (0 – 0,2 Гц) по фронту
$P_{w2}(F)$, %	относительная мощность стабилографического сигнала (векторов скорости) в зоне низкочастотных волн (0,2 – 2 Гц) по фронту
$P_{w3}(F)$, %	относительная мощность стабилографического сигнала (векторов скорости) в зоне высокочастотных волн (2 – 5 Гц) по фронту
$F_1(S)$, Гц	частота первого (максимального по амплитуде) пика в спектральной плотности по сагитте
$A_1(S)$, мм	амплитуда первого (максимального по амплитуде) пика в спектральной плотности по сагитте
$F_2(S)$, Гц	частота второго (второго по амплитуде) пика в спектральной плотности по сагитте
$A_2(S)$, мм	амплитуда второго (второго по амплитуде) пика в спектральной плотности по сагитте
$F_3(S)$, Гц	частота третьего (третьего по амплитуде) пика в спектральной плотности по сагитте
$A_3(S)$, мм	амплитуда третьего (третьего по амплитуде) пика в спектральной плотности по сагитте
$60\%P_w(S)$, Гц	Частота, на которой мощность низкочастотных колебаний по сагитте равна 60% от всей мощности
$P_{w1}(S)$, %	относительная мощность стабилографического сигнала (векторов скорости) в зоне очень низкочастотных волн (0 – 0,2 Гц) по сагитте
$P_{w2}(S)$, %	относительная мощность стабилографического сигнала (векторов скорости) в зоне низкочастотных волн (0,2 – 2 Гц) по сагитте
$P_{w3}(S)$, %	относительная мощность стабилографического сигнала (векторов скорости) в зоне высокочастотных волн (2 – 5 Гц) по сагитте

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Андрей Александрович Мельников – доктор биологических наук, профессор, заведующий кафедрой физического воспитания Ярославского государственного педагогического университета им. К.Д. Ушинского. Автор более 20 опубликованных в центральной печати статей по различным проблемам физиологии равновесия вертикальной позы у спортсменов.

Александр Демьянович Викулов – доктор биологических наук, профессор, заведующий кафедрой теории физической культуры Ярославского государственного педагогического университета им. К.Д. Ушинского. Автор более 100 опубликованных в центральной печати статей по различным проблемам физиологии спорта и мышечной деятельности.

Максим Викторович Малахов – старший преподаватель кафедры нормальной физиологии с биофизикой Ярославского государственного медицинского университета, кандидат биологических наук. Автор 19 научных публикаций, из них 9 – по проблемам физиологии равновесия.

Научное издание

МЕЛЬНИКОВ АНДРЕЙ АЛЕКСАНДРОВИЧ
ВИКУЛОВ АЛЕКСАНДР ДЕМЬЯНОВИЧ
МАЛАХОВ МАКСИМ ВИКТОРОВИЧ

ФУНКЦИЯ РАВНОВЕСИЯ У СПОРТСМЕНОВ-БОРЦОВ

Монография

Редактор Л. К. Шереметьева
Компьютерная верстка О. В. Первушина.

Подписано в печать 27.02.2016. Формат 60×92/16.

Объем 9,5 п.л, 6,2 уч.-изд. л

Тираж 100 экз. Заказ 40

Редакционно-издательский отдел
ФГБОУ ВПО «Ярославский государственный педагогический
университет им. К.Д. Ушинского»
150000, г. Ярославль, Республиканская ул., 108

Отпечатано в типографии ФГБОУ ВПО «Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского»
150000, г. Ярославль, ул. Которосльская наб., 44
Телефон (4852) 32-98-69