

*ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО  
ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ*  
**НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

*На правах рукописи*

МЕДВЕДЕВА ЕЛЕНА ВЛАДИМИРОВНА

**ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ АДАПТАЦИИ СТУДЕНТОВ  
С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ В  
УСЛОВИЯХ ИНКЛЮЗИВНОГО ОБУЧЕНИЯ**

03.03.01 – физиология

**ДИССЕРТАЦИЯ**

на соискание ученой степени  
кандидата медицинских наук

**Научный руководитель:**  
доктор медицинских наук,  
профессор Капилевич Л.В.

**ТОМСК 2021**

| <b>Оглавление</b>  | Стр. |
|--|------|
| Список сокращений.....   | 4    |
| Введение.....  | 5    |
| Глава 1 Обзор литературы.....  | 14   |
| 1.1. Физиологические и биомеханические подходы к оценке уровня<br>и механизмов адаптации .....   | 14   |
| 1.2. Инклюзивное образование как способ социальной и<br>психофизиологической адаптации молодежи с ограниченными<br>возможностями здоровья..... | 18   |
| 1.3. Роль двигательной активности в адаптации к когнитивной<br>деятельности.....   | 20   |
| 1.4. Технологии и физиологические механизмы тренинга с<br>биологической обратной связью.....   | 27   |
| Глава 2 Методы и объект исследования.....  | 29   |
| 2.1. Объект исследования.....  | 29   |
| 2.2. Методы исследования.....  | 30   |
| 2.2.1. Психофизиологическое тестирование.....  | 30   |
| 2.2.2. Электроэнцефалография.....  | 31   |
| 2.2.3. Реовазография.....  | 34   |
| 2.2.4. Электромиография.....   | 38   |
| 2.2.5. Когнитивный тест.....   | 41   |
| 2.2.6. Тест с физической нагрузкой.....  | 41   |
| 2.2.7. Исследование биомеханической структуры локомоций..  | 42   |
| 2.2.8. Стабилометрия.....  | 46   |
| 2.3. Статистическая обработка результатов.....   | 46   |
| Глава 3 Результаты и обсуждения.....   | 48   |
| 3.1. Физиологическая оценка адаптации студентов с<br>ограниченными возможностями здоровья к условиям<br>инклюзивного обучения.....             | 48   |

|  |    |
|--|----|
| 3.1.1. Психофизиологическая оценка адаптации студентов с ОВЗ.....  | 48 |
| 3.1.2. Вариабельность сердечного ритма у студентов с ОВЗ при адаптации к условиям обучения.....  | 49 |
| 3.1.3. Адаптационные перестройки двигательного стереотипа стандартных локомоций у студентов с ОВЗ.....   | 51 |
| 3.2. Характеристика биоэлектрической активности головного мозга и церебрального кровотока на фоне когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ..... | 63 |
| 3.2.1. Электроэнцефалографические показатели при сочетании когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ.....  | 63 |
| 3.2.2. Реографические характеристики при сочетании когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ.....  | 73 |
| 3.3. Методы двигательной адаптации студентов с ОВЗ на основе тренировок с биологической обратной связью.....   | 79 |
| Заключение.....  | 92 |
| Выводы.....  | 96 |
| Список литературы.....   | 98 |

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ

- dX – вариационный размах
- FM – фронто-мастоидальное отведение;
- OM – окципито-мастоидальное отведение
- AMo – амплитуда моды
- БОС – биологическая обратная связь
- ВДО – период второй двойной опоры
- ВО – венозный отток;
- ДКИ – дикротический индекс;
- ДО – период двойной опоры
- ДСИ – диастолический индекс
- ИН – индекс напряжения
- КИГ – кардиоинтервалография
- КФР – коэффициент функции равновесия
- Mo – мода
- МУ – модуль упругости;
- ОВЗ – ограниченные возможности здоровья
- ОДА – опорно-двигательный аппарат
- ОЦТ – общий центр тяжести
- ПДО – период первой двойной опоры
- ПО – период опоры
- ПП – период переноса
- РИ – реографический индекс;
- РЭГ – реоэнцефалография
- СПА – социально-психологическая адаптивность
- ЦД – центр давления
- ЦШ – цикл шага
- ЧСС – частота сердечных сокращений
- ЭДА – эмоционально-деятельностная адаптивность
- ЭЭГ – электроэнцефалография
- ↑ – увеличение показателя;
- ↓ – снижение показателя.

## ВВЕДЕНИЕ

### **Актуальность темы исследования**

Долгие годы в России социальная изоляция лиц с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ) рассматривается как одна из основных проблем для данной категории населения, которая по подсчетам на 2020 год составляет 12 млн чел [29, 33 и др.], при этом главным препятствием остается невозможность полноценной интеграции таких людей в общество. Причиной тому - недостаточная разработанность мер поддержки на законодательно-правовом, медицинском, педагогическом и др. уровнях [16, 25, 31, 56, 59]. На разных этапах своей жизни лица с ОВЗ сталкиваются с определенными трудностями бытового, образовательного, социального характера, многие из которых становятся для них непреодолимыми. После достижения совершеннолетия лицами с ОВЗ многие меры медицинского и педагогического сопровождения перестают для них действовать, и человек оказывается предоставлен сам себе, сталкиваясь с необходимостью решать жизненные задачи наравне с людьми, которые подобных ограничений не имеют [25, 33].

Возможность получения высшего образования для этих людей становится чрезвычайно сложной задачей. Особенно в случае так называемых «неявных ОВЗ», когда ограничения состояния здоровья легкой степени никак не проявляются внешне. Обществом такой человек воспринимается как здоровый и к нему предъявляются соответствующие требования, в то время как для него активное взаимодействие с окружающим миром остается затруднительным, а образовательная среда в большинстве высших учебных заведений не имеет отработанных механизмов сопровождения и адаптации студента с ОВЗ к новым условиям [1, 9, 11, 16, 23, 25-27 и др.].

С этой точки зрения проблема адаптации студента с ОВЗ к условиям обучения рассматривается нами как ключевой фактор в процессе организации инклюзивного образования, а изучение механизмов этой адаптации – как средство, позволяющее выявить образовательные потребности и более

конкретно определить само понятие «студент с ОВЗ», выявив физиологические механизмы и закономерности, составляющие основу процесса адаптации студента с ОВЗ к физическим и умственным нагрузкам. Результаты данного исследования, в свою очередь, способны стать основой для построения более эффективной модели инклюзивного обучения в ВУЗе.

### **Степень разработанности темы исследования**

В последнее десятилетие, следуя общемировому социально-гуманитарному тренду, в России отказались от термина «инвалид», однако в отличие от англоязычной среды, где утвердился и стал общепринятым термин «Special needs people», в русскоязычной научной литературе и публицистике терминологический консенсус в этой области пока не достигнут [26, 33, 41, 55].

Special needs people - термин, сложившийся англоязычной литературе в отношении людей с нарушениями здоровья [89, 92, 95, 105 и др.]. Он не является официальным и нигде законодательно не закреплён, однако имеет широкое распространение во всех сферах общества, и употребляя этот термин, каждый понимает, о чем идет речь. Чтобы осуществлять научные и социальные коммуникации в этой сфере, в том числе размещая наши работы в зарубежных базах цитирования, необходимо определить терминологические подходы, которые будут соответствовать международным и не будут вызывать отторжения.

Официально сегодня в России закреплён термин «Люди с ограниченными возможностями здоровья» (в частности, этот термин закреплён в Национальной стратегии действий в интересах детей на 2012 -2017 годы (утв. Указом Президента РФ от 1 июня 2012г. №761) и Федеральным законом от 29.12.2012 N 273-ФЗ "Об образовании в Российской Федерации"). Однако данный термин - «ОВЗ» - если рассматривать его значение, не вполне соответствует международному термину «Special needs people», поскольку первоначально закладывает в себе ограничительно-уничижительное значение. Совершенно очевидно, что два этих понятия не могут быть равными.

В педагогической литературе сегодня многие авторы переходят к другому термину – «особые образовательные потребности» [33, 65]. Это выглядит более корректным в отношении образовательного процесса, но данный термин вряд ли сможет получить широкое распространение в медицинской литературе.

В последние годы в публикациях медицинской направленности стал использоваться термин «особые возможности здоровья», как более соответствующий предметной области медико-биологических исследований, и в то же время и по духу, и по смыслу наиболее близкий к общепринятому в международном сообществе термину «Special needs people» [37, 76].

Данная проблема активно разрабатывается с позиции социально-педагогических подходов [61], однако в физиологии и медицине такой подход пока остаётся мало популярным. Люди с ОВЗ традиционно расцениваются как пациенты, которым следует оказывать медицинскую помощь. Имеются лишь отдельные работы, в которых к данной категории лиц подходят с позиции их адаптации к трудовым и социальным условиям. Наряду с серией работ, выполненных в Томской физиологической школе [14, 34, 42, 43, 57], подобный подход реализуется в исследованиях и других авторов [11, 25, 63]. Однако в перечисленных работах больше внимания уделяется трудовой и спортивной деятельности. Исследований, посвященных анализу физиологической адаптации к образовательной среде и к когнитивной деятельности, очень мало. И даже те, что есть [13, 41, 43, 51, 52], посвящены в основном школьникам. Студентам, которые уже являются совершеннолетними, внимание в этом плане практически не уделяется.

Все изложенное подтверждает актуальность поставленной в работе задачи.

**Цель:** изучить физиологические особенности адаптации студентов с ограниченными возможностями здоровья в условиях инклюзивного обучения.

### **Задачи:**

1. Исследовать физиологические и психофизиологические характеристики адаптации студентов с ОВЗ к условиям инклюзивного обучения.
2. Исследовать адаптационные перестройки двигательного стереотипа стандартных локомоций у студентов с ОВЗ.
3. Исследовать характеристики биоэлектрической активности головного мозга и церебрального кровотока на фоне когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ.
4. Оценить эффективность методик двигательной адаптации студентов с ОВЗ на основе тренинга с биологической обратной связью.

### **Научная новизна**

Впервые выполнено комплексное исследование особенностей адаптации студентов с ОВЗ к условиям обучения в ВУЗе. Показано, что психофизиологическое состояние студентов с ОВЗ значительно изменяется в течение учебного года: возрастает уровень тревожности, снижается уровень психического здоровья и степень социально-ролевого взаимодействия, изменяется социально-психологическая и эмоционально-деятельностная адаптивность, уровень эмоционального тонуса и психоэмоционального напряжения. Особенности вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в ответ на нагрузку и способность к адаптации к концу учебного года у студентов изменяются в сторону увеличения влияния симпатического отдела вегетативной нервной системы, что приводит к ухудшению адаптации к физическим и когнитивным нагрузкам.

Определены основные различия в построении динамического стереотипа ходьбы у студентов с ОВЗ: у студентов с нарушением ОДА наблюдается увеличение длительности цикла шага, увеличение амплитуды ротации в суставах, а также высокая подвижность стопы в сочетании с выраженными колебаниями центра тяжести в вертикальной плоскости. При этом у студентов

с нарушениями зрения выявлено меньшее изменение длительности цикла шага, однако есть выраженные колебания центра тяжести относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей при ходьбе, притом, что амплитуда приведения и отведения в тазобедренном и коленном суставах у них значительно выше в сочетании с повышением уровня ротации коленного сустава и амплитуды супинации в точке голеностопного сустава, что является факторами, ухудшающими управление звеньями тела, задействованными в процессе ходьбы.

Впервые показано, что на фоне физической и когнитивной нагрузки происходит перестройка параметров ЭЭГ, которая затрагивает все диапазоны активности. При выполнении когнитивных задач на фоне физической нагрузки увеличивается бета- и тета-активность, последняя наиболее выражена лобных частях правого и левого полушария. После физической нагрузки у студентов контрольной группы и группы с миопией активность альфа-ритма снижается, а в группе с нарушением ОДА, наоборот, возрастает. Умеренные физические нагрузки положительно влияют на эффективность решения когнитивных задач и увеличивают концентрацию внимания у студентов с ОВЗ.

Показано, что после физической и когнитивной нагрузок происходит увеличение кровенаполнения сосудов головного мозга и снижение тонуса артериол. Об увеличении перфузии головного мозга у студентов с ОВЗ после физической и когнитивной нагрузки свидетельствует значительное увеличение показателей РИ по сравнению с контрольной группой.

Впервые показан положительный эффект тренировок с биологической обратной связью по опорной реакции на степень двигательной адаптации студентов с ОВЗ. Компьютерная стабиллографическая тренировка с биологической обратной связью способствовала улучшению статического и динамического равновесия за счет компенсации изменений положения тела в пространстве (преимущественно в сагиттальной плоскости), усилению роли вестибулярного анализатора и уменьшению зависимости равновесия от

зрительного анализатора, однако это сопровождалось возрастанием энергозатрат в процессе удерживания равновесия.

### **Теоретическая и практическая значимость**

Полученные результаты раскрывают целый ряд важных физиологических закономерностей, лежащих в основе адаптации студентов с ограниченными возможностями здоровья к условиям инклюзивного обучения. Выявленные закономерности позволяют конкретизировать понятие «людей с особыми потребностями» и могут послужить основой для разработки новых, физиологически обоснованных методов адаптации студентов с ОВЗ к физическим и когнитивным нагрузкам в процессе обучения в ВУЗе.

Результаты диссертации внедрены в учебный процесс отделения физической культуры Томского политехнического университета и факультета физической культуры Томского государственного университета.

### **Методология и методы диссертационного исследования**

Методология настоящего исследования основана на теории функциональных систем П.К. Анохина, на концепции уровневого построения организации движений Н.А. Бернштейна, теории адаптации Ганса Селье и концепции индивидуальной адаптации Ф.З. Меерсона.

Диссертационное исследование выполнено с использованием современных физиологических методов: кардиоинтервалографии, реоэнцефалографии, электроэнцефалографии, электромиографии, биомеханического анализа движения, стабилографии, оценки психофизиологического статуса при помощи опросников на определение уровня тревожности, функционального состояния, уровня психической активации, методик самооценки социально-психологической и эмоционально-деятельностной адаптивности, а также методов статистического анализа полученных результатов.

### **Положения, выносимые на защиту**

1. Физиологическая адаптация к условиям образовательной среды у студентов ОВЗ находится во взаимосвязи с формированием специфического двигательного стереотипа, который характеризуется увеличением длительности цикла шага, изменением амплитуды сгибания и разгибания в суставах, а также большим раскачиванием центра тяжести, что сопровождается увеличением тонуса симпатического отдела вегетативной нервной системы, психофизиологическим дисбалансом и снижением адаптации к физическим и когнитивным нагрузкам.
2. Сочетанные когнитивные и физические нагрузки у студентов с ОВЗ модулируют параметры биоэлектрической активности головного мозга и церебрального кровотока, при этом умеренные физические нагрузки положительно влияют на эффективность решения когнитивных задач и концентрацию внимания, а также на увеличение кровенаполнения сосудов головного мозга и снижение тонуса артериол.
3. Стабилографический тренинг с биологической обратной связью по опорной реакции потенцирует нормализацию физиологических функций, включенных в процесс управления вертикальной устойчивостью у студентов с ОВЗ, за счет чего оказывает положительное влияние на развитие навыков координации и способствует коррекции стереотипа поддержания динамического равновесия.

### **Степень достоверности и апробация результатов**

Достоверность полученных результатов определяется высоким методическим уровнем исследования, использованием сертифицированного современного оборудования, корректным формированием исследуемых групп и использованием методов статистического анализа. Все оборудование, применяемое в работе, имело необходимые сертификаты и своевременно проходило поверку, подбор групп для исследования выполнялся методом рандомизации и в соответствии с критерием репрезентативности. Методы

статистического анализа полностью соответствовали размерам выборок и характеру распределения экспериментальных данных.

Основные результаты проведенных исследований по теме диссертации обсуждены на всероссийских и международных конференциях: V съезд физиологов СНГ (Дагомыс, Россия, 2016); 3rd international multidisciplinary scientific conference on social sciences and arts (SGEM) (Albena, Bulgaria, 2016); VI Международная научно-практическая конференция «Адаптация биологических систем к естественным и экстремальным факторам среды» (Челябинск, Россия, 2016); Межрегиональная научно-практическая конференция «Инклюзивное образование как среда развития личностной успешности и профессионального мастерства» (Томск, Россия, 2017); XVII Всероссийская научно-практическая конференция «Социальные процессы в современной Западной Сибири», (Горно-Алтайск, Россия, 2017); Counseling and support. Decent work, Equity, Inclusion: Passwords for the present and the future (Italy, Padova, 2017); 14-й Международный междисциплинарный конгресс «Нейронаука для медицины и психологии» (Крым, Россия, 2018); XXII international scientific congress “Olympic sport and sport for all”, (Georgia, Tbilisi, 2018); XII Международная научно-практическая конференция «Физическая культура, здравоохранение и образование», посвященная памяти В.С. Пирусского (Томск, Россия, 2018).

По материалам диссертации опубликовано 20 работ, из них 6 статей опубликованы в ведущих рецензируемых журналах и изданиях, рекомендованных ВАК Минобрнауки РФ (в том числе 6 статей в журналах, индексируемых в международных базах цитирования WOS и SCOPUS), 1 монография, 11 статей и тезисов по материалам конгрессов и конференций, а также 2 статьи в журналах, не входящих в перечень журналов, рекомендованных ВАК.

**Личное участие автора в получении результатов, изложенных в диссертации.** Автором разработано теоретическое обоснование подходов к

исследованию физиологических механизмов адаптации студентов с ОВЗ к физическим и когнитивным нагрузкам, определена концепция исследования, сформулированы цель и задачи, разработан дизайн исследования. Самостоятельно выполнены физиологические, психофизиологические и биомеханические исследования, проведена статистическая обработка результатов исследования, их научный анализ и обсуждение, сформулированы выводы и положения, выносимые на защиту.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация изложена на 116 страницах машинописного текста и состоит из введения, глав: «Обзор литературы», «Материалы и методы исследования», «Результаты и обсуждение», заключения и выводов. Библиография включает 160 ссылок, в том числе 88 – работы отечественных авторов и 81 – зарубежных. Работа иллюстрирована 44 рисунками и 15 таблицами.

# Глава 1

## ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

### 1.1. Физиологические и биомеханические подходы к оценке уровня и механизмов адаптации

В настоящее время общество постепенно приходит к пониманию того, что восприятие и оценка людей с ограниченными возможностями здоровья имеет достаточно ограниченный характер. В устоявшейся парадигме, человек с ОВЗ или инвалидностью однозначно рассматривается как лицо, имеющее серьезные физические или психологические дефекты, и как следствие, требует определенного лечения или реабилитационных мероприятий. Однако, в последние пару десятилетий наблюдается тенденция отказа от такой категоричной оценки, общество уходит от понятия «инвалидности» и переходит к пониманию того, что любой человек имеет безусловное право быть частью общества, а наличие ограничений не является для него дефектом, а рассматривается лишь в качестве «особенностей». Поэтому, принятое в зарубежной литературе понятие «persons with special needs» все шире проникает и в отечественные исследования. Такой взгляд на проблему является не просто заимствованием термина, но и в корне изменяет сам подход к проблеме «ограниченных возможностей» человека и способам ее решения. В настоящий момент в законодательных актах РФ зарегистрировано понятие «лицо с ограниченными возможностями здоровья» (ОВЗ), однако в новой парадигме они уже рассматриваются как полноправные члены общества с присвоением статуса людей с «особыми потребностями». И тогда по отношению к ним стоит задача не расширять спектр медицинских и социальных услуг, а обеспечить им полноценную адаптацию, включить во все сферы общественной жизни и помочь преодолеть как социальные, так и физические барьеры [33, 53].

Подобный подход пока реализован преимущественно в рамках социологии и психологии, и где данная проблема в достаточной степени изучена, а также разработаны методики и алгоритмы сопровождения лиц с ОВЗ к новым условиям – как учебным, так и трудовым [4, 11, 20 и др.]. Однако, если рассматривать физиологический аспект проблемы, то такие люди по-прежнему воспринимаются как пациенты, нуждающиеся в особой медицинской помощи [6, 9, 14]. Существование данного противоречия является серьезным барьером для людей с ОВЗ в процессе полноценной интеграции в общество, и лишает их всесторонней поддержки, которую способны оказать современные системы социального обеспечения, образования и здравоохранения. Распространение интегративного подхода на физиологические аспекты открывает возможности изучения ключевых особенностей адаптации при наличии ограничений состояния здоровья, а впоследствии выявления механизмов, способных повлиять на этот процесс и облегчить его. При этом, подобные механизмы являются необходимой основой для разработки новых моделей сопровождения лиц с ОВЗ в процессе их включения в различные сферы общества [11, 13, 14]. Важным шагом на данном пути является рассмотрение взаимосвязи физиологических механизмов адаптации с позиции теории функциональных систем [2].

Теория функциональных систем принадлежит авторству П.К. Анохина, и является результатом изучения физиологических функций организма человека, способных объединяться в системы под воздействием поставленной задачи. С этой точки зрения, при недостатке или ограничении определенной функции организм человека способен вовлечь в процесс выполнения задачи дополнительные структуры, вызывая таким образом перестройки компенсаторного характера. Однако, если рассматривать процесс компенсации нарушенных функций более подробно, то становится ясно, что любая компенсация возможна только при выполнении следующего условия – необходимо, чтобы было мобилизовано значительное количество физиологических компонентов, расположенных на уровне как центральной

нервной системы, так и в ее периферических отделах. После чего данные физиологические компоненты должны функционально объединиться на основе получения конечного приспособительного эффекта, что и определяется понятием «функциональной системы» (П. К. Анохин, 1968). Приспособительный эффект является так называемым «ядром» системы, и определяет её состав, перестройки эфферентных возбуждений, а также процесс обратной афферентации о результате выполнения задачи, то есть промежуточного или конечного приспособительного эффекта [2].

Помимо этого, одной из основных физиологических составляющих нормального формирования и развития организма человека является движение. Поскольку эволюционно все системы организма человека формировались для обеспечения двигательной функции как основы для выживания, то в настоящий момент, имея в распоряжении знания о физиологии человека, можно обоснованно утверждать, что именно благодаря движению развиваются все зоны коры больших полушарий мозга, происходит координация межцентральных связей, коррекция и компенсация недостатков в физическом и психическом развитии, а также формируются двигательные взаимодействия анализаторных систем и когнитивных процессов. Движение - это необходимое условие жизнеобеспечения организма, а также средство и метод поддержания его работоспособности. Соответственно, важное направление адаптации лиц с ОВЗ – это формирование у них двигательных навыков. При этом важно делать упор в первую очередь на мобилизацию собственных компенсаторных механизмов, которая может быть реализована на основе изучения физиологических особенностей двигательной адаптации у лиц с ОВЗ [17, 35].

Особые двигательные стереотипы у таких людей могут быть положены в основу формирования новых двигательных навыков, что приведет к повышению двигательной активности. Однако разработка методов адаптации должна осуществляться на физиологически обоснованных принципах, в

частности – с учетом функционального состояния нервной системы, опорно-двигательного аппарата и механизмов вегетативного обеспечения [33].

Поступая на первый курс в ВУЗ, даже студенты, не имеющие проблем со здоровьем, испытывают стресс, попадая в новые непривычные условия – увеличение учебного дня по сравнению со школой, увеличение личной ответственности, передвижение между корпусами, новые территориальные условия. А студенты с ОВЗ, попадая в новые для них социально-образовательные условия, в большинстве случаев чувствуют себя некомфортно, напряженно, сохраняют долгое время дистанцию в общении с сокурсниками, у них присутствует тревожность, связанная с попаданием в незнакомую среду [12, 14, 26].

С позиций теории управления биологическая адаптация представляет собой динамический процесс, сопровождающийся перестройкой функциональной системы гомеостаза на новый уровень регулирования под воздействием изменяющихся условий внешней среды. Эти изменения воспринимаются организмом как неблагоприятные, и вследствие этого развивается стрессовая реакция как физиологический ответ. Однако при длительном воздействии стрессогенных факторов происходит истощение многих функций, и, следовательно, развивается дезадаптация. Это влечет за собой переутомление, перенапряжение, значительное снижение работоспособности. Если в качестве неблагоприятных факторов выступают повторяющиеся эмоциональные расстройства, то в совокупности это влияет на организм любого студента крайне неблагоприятным образом. В случае, если студент имеет ограниченные возможности здоровья, то это провоцирует еще и функциональные нарушения нервной системы, которые могут стать источником других заболеваний или стать причиной ухудшения существующих. Таким образом, способность к быстрому восстановлению и умение справляться с психофизиологическим напряжением является решающей в процессе адаптации к условиям обучения для студентов с ОВЗ [33].

## **1.2. Инклюзивное образование как способ социальной и психофизиологической адаптации молодежи с ограниченными возможностями здоровья**

В настоящее время, в связи с изменением подхода к восприятию инвалидности в России проблема интеграции лиц с ограниченными возможностями здоровья во все сферы общества, а также их социальная, двигательная и психологическая адаптация имеет все возрастающее значение. При этом разработка новых подходов и методик адаптации лиц с ОВЗ к условиям инклюзивного образования является одной из актуальных задач не только для социально-педагогической сферы, но и для медицинской в том числе [1, 3, 13, 14, 17 и др.].

Одной из основных проблем в современной системе образования является необходимость формирования условий, обеспечивающих доступность и качество высшего образования для лиц с ОВЗ, которое напрямую зависит от успешности их адаптации в учебном окружении. Расширение возможностей людей с проблемами в развитии, создание условий для их успешной социализации способствует преодолению их изоляции. В то же время, интегрированное обучение студентов с ОВЗ неизбежно сопровождается преодолением адаптационных трудностей. Затруднения и препятствия в процессе адаптации рассматривается как естественная составляющая, дающая человеку стимул к дальнейшему развитию в социальной среде. Однако нагрузка, с которой сталкиваются студенты с ОВЗ в процессе обучения, в некоторых случаях является для них существенной и превышает их адаптивные возможности [33].

Процесс физиологической адаптации представляет собой совокупность динамических систем, непрерывно реагирующих на изменения воздействия факторов внешней среды, и сопровождающийся перестройкой функциональных систем гомеостаза на новый уровень регулирования. Зная закономерности формирования функциональной системы, можно различными

средствами эффективно влиять на отдельные ее звенья, ускоряя приспособление к меняющимся условиям среды, то есть управлять адаптационным процессом [2, 18, 45].

Для изучения физиологических механизмов регуляции двигательной активности у людей с ОВЗ наиболее информативными являются показатели, характеризующие функциональное состояние центральной нервной системы, а также анализ особенностей моторного стереотипа при выполнении базовых двигательных действий. На воздействие экстремальных факторов внешней среды, задействующих физические и психические реакции, в организме формируется однотипный (неспецифический) физиологический ответ. Эти адаптационные реакции в итоге способствуют повышению умственной и физической работоспособности [33]. Анализ литературных данных позволяет заключить, что в настоящее время как в отечественных, так и в зарубежных источниках имеются противоречивые сведения о механизмах влияния физической нагрузки на функциональное состояние различных органов и систем [55-141]. Многие исследователи все же сходятся в одном - что двигательная активность оказывает стимулирующий эффект на функциональное состояние организма, способствуя расширению адаптационных резервов, таким образом повышая устойчивость к стрессорным воздействиям. Однако, физические нагрузки, с которыми неизбежно сталкиваются студенты с ОВЗ в процессе обучения в ВУЗе, могут оказаться превышающими их адаптивные резервы, что требует рассмотреть новые подходы к обеспечению доступных условий получения образования студентов с особыми потребностями и облегчения процесса адаптации к ним [1-3, 5, 20, 27, 31 и др.].

Помимо физических нагрузок, идея инклюзии переходит и в плоскость человеческих отношений. На сегодняшний момент сам факт восприятия инвалидности и ОВЗ расценивается как один из основных барьеров на пути развития инклюзивного образования. Традиционно существующая в России медицинская модель инвалидности строится на ограничительно-

покровительственной позиции общества. С точки зрения данной модели, любое образование является закрытым для человека с ОВЗ или инвалидностью. В настоящее время Россия находится в процессе перехода к социальной модели, основанной на развитии инклюзивных практик, в то время как в мире наиболее актуальной представляется модель инклюзии «права человека». Согласно этой модели, лица с ограниченными возможностями являются обладателями равных прав, включая право на образование (L. Terzi, M.L. Savickas, L. Nota, J. Rossier). Задачей общества в данном случае является оказание всесторонней поддержки в реализации этого права. При этом, доступность в данной модели выступает ключевым принципом. Создание «особых условий», которые бы подчеркивали исключительный статус для определенных категорий граждан, здесь абсолютно невозможно.

### **1.3. Роль двигательной активности в адаптации к когнитивной деятельности**

Двигательная активность – это естественная потребность человека в движении, которая включает в себя сумму всех движений, выполняемых человеком в процессе жизнедеятельности. В результате удовлетворения потребности человека в движении происходит его всестороннее развитие, а также взаимодействие с внешней средой [64, 68].

В основе двигательной деятельности лежат процессы координации движений, которые осуществляются в результате сложного взаимодействия различных отделов центральной нервной системы (ЦНС), в том числе с включением высших форм деятельности головного мозга. Данная схема взаимодействия реализуется при участии врожденных и приобретенных связей при участии множества рецепторных систем. При этом, сам процесс координации движений, как и собственно процесс функционирования нервно-мышечного аппарата, начинается с возбуждения в нейронах двигательной зоны коры головного мозга, а далее эфферентные импульсы активизируют периферические структуры, участвующие в выполнении двигательного акта,

что, в свою очередь, обеспечивает реализацию механизма мышечного сокращения, а, следовательно, и выполнение двигательной задачи [45].

В повседневной деятельности каждый человек вынужден взаимодействовать с окружающей средой определенным образом – например, различными предметами, инструментами, осуществлять их перемещение, в том числе переносить различные тяжелые предметы, грузы и т.д. При этом ему необходимо преодолевать силы тяжести, трения, инерции и упругости, которые неизбежно возникают в процессе этого взаимодействия. Вся эта совокупность условий включается и в процесс движения, что определяет необходимость организовать двигательный акт таким образом, чтобы обеспечить непрерывное согласование всех структур нервно-мышечного аппарата. При этом остается необходимым также учитывать изменение моментов мышечных сил по ходу движения и предотвращать вмешательство в двигательный процесс каких-либо непредвиденных факторов со стороны окружающей среды, способных его нарушить [30].

В процессе осуществления двигательного акта используются лишь некоторые из степеней свободы, но остальные должны постоянно контролироваться (или быть ограничены) со стороны ЦНС для обеспечения устойчивости тела в пространстве. Координация новых, непривычных движений имеет свои особенности, которые отличают ее от координации тех же движений, но после научения, т.е. выработки двигательных умений и навыков [98]. Таким образом, обилие степеней свободы в опорно-двигательном аппарате, влияние сил тяжести и инерции осложняют выполнение любой двигательной задачи, что сказывается на результате движения. Двигательный аппарат справляется с этими помехами на первых этапах обучения, нейтрализуя их за счет дополнительного мышечного напряжения. Мышечный аппарат фиксирует суставы, не участвующие в движении, и активно тормозит инерцию при выполнении быстрых двигательных действий. Такой путь преодоления помех энергетически невыгоден, поскольку быстро развивается состояние утомления, поскольку

механизм использования обратных связей еще не отлажен. При этом коррекционные послышки, возникающие на их основе, несоразмерны и вызывают необходимость новых коррекций [20].

По мере обучения у человека вырабатывается такая структура двигательного акта, при которой излишние мышечные напряжения устраняются, движение становится более плавным, точным и непринужденным, что приводит к экономизации ресурсов мышечной деятельности. Постепенно двигательное умение переходит в двигательный навык и становится устойчивым. Т.е. хорошо отработанный навык осуществляется автоматически с включением в деятельность минимального количества элементов. В процессе этого обучения происходит анализ обратной связи, сравнение первоначальной программы действия с ее результатом и коррекция программы следующего движения на основе ошибок предыдущего [72].

Таким образом, в принципе управления движениями можно выделить два основных механизма. Первый заключается в том, что во время выполнения движения в ЦНС формируется программа действия, которая представляет собой пространственно-временную структуру задействования нервно-мышечного аппарата, соответствующую определенной двигательной задаче и исходному положению тела в пространстве. Данная структура строится на основе как врожденных связей, так и связей, выработанных в процессе предыдущего двигательного опыта. Второй механизм заключается в том, что по ходу движения происходит коррекция первоначальной структуры мышечного возбуждения на основе обратной связи от проприорецепторов. Относительная роль программ и обратных связей в разных движениях может быть различаться, в частности, быстрые движения осуществляются преимущественно на основе самой программы, а медленные и точные – с использованием обратных связей. При обучении новым движениям по мере выработки навыка роль программы в этом процессе существенно возрастает [45], а, следовательно, выполнение какой-либо двигательной деятельности

связано с четким представлением о цели, задачах и ожидаемом результате действия, которое необходимо выполнить.

*Теория функциональных систем*, предложенная П.К. Анохиным (1975), объясняет механизмы саморегуляции физиологических процессов и структуры поведенческих реакций организма. Согласно данной теории, любой целенаправленной деятельности предшествует принятие решения путем «афферентного синтеза» (анализ и синтез афферентной информации). Афферентная информация поступает на основе биологической мотивации или инстинктивных потребностей, обстановочной афферентации, пусковой афферентации, памяти (или опыта). В результате афферентного синтеза происходит формирование программы действия, которая состоит из следующих элементов:

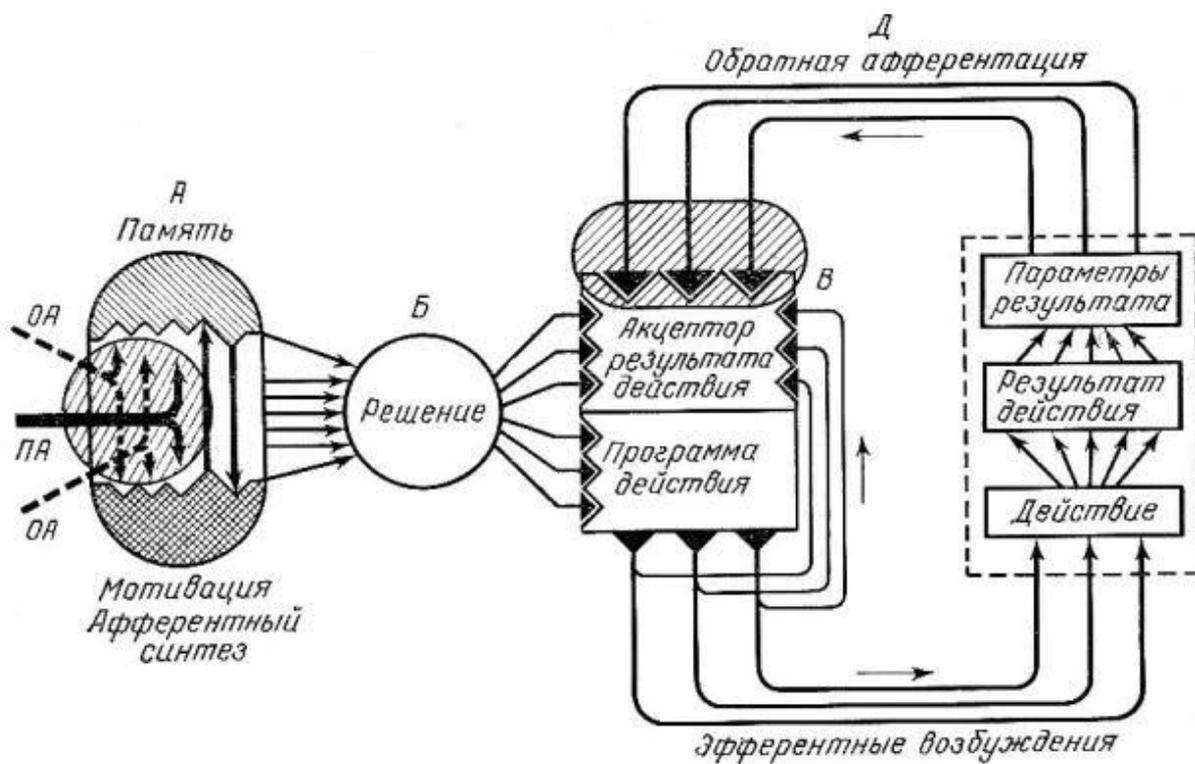
– эфферентная программа действия, которая стимулирует исполнительные органы-эффекторы (например, скелетные мышцы, железы и другие внутренние органы));

– акцептор результата действия (модель предполагаемого результата действия).

Выполнение программы действия приводит к результату, который оценивается организмом с помощью обратной афферентации, т.е. обратной связи. Это звено замыкает сложную разомкнутую рефлекторную дугу в единый цикл. Если полученный результат соответствует ожидаемому, данная «функциональная система» прекращает свое существование, так как цель оказывается достигнутой [4, 98]. Таким образом, «функциональная система» представляет собой временное объединение различных элементов нервной системы (от рецепторов до органов-эффекторов), возникшее для выполнения конкретной задачи (рисунок 1) [2].

Во время движений ЦНС перерабатывает большой объем информации, связанный с проприоцептивной афферентацией от мышц, а функциональное состояние всех отделов ЦНС повышается [69]. Происходит активизация деятельности гипоталамо-гипофизарной системы за счет корковых посылок и

рефлекторных влияний с периферии. В последствии происходит повышение жизненного тонуса организма за счет расширения его функциональных резервов и развивается устойчивость к стрессорным факторам. Все это в совокупности ведет к повышению физической и психической работоспособности [73].



ОА – обстановочная афферентация; ПА – пусковая афферентация.

Рисунок 1 – Общая архитектура функциональной системы [2]

Однако выраженность этих эффектов зависит от уровня двигательной активности [91, 105, 106], и также имеет значение адаптация к стрессовым реакциям. Г. Селье в 1936 году описано три последовательные стадии развития стрессовой реакции (рисунок 2):

- фаза напряжения, которая начинается с момента первичной реакции и заканчивается, когда включается готовая программа регулирования гомеостаза, вызывающая гипермобилизацию и проявляющаяся гиперреагированием;

- фаза стабилизации (или адаптации);

- фаза истощения [85].



Рисунок 2 – Фазы развития стрессовой реакции [85]

Согласно Ф.З. Меерсону (1988), в этом процессе важен не столько результат адаптации, сколько сам процесс, который развивается под влиянием факторов среды в организме и «приводит к реализации адаптационных достижений» [62]. Но так как любая адаптация имеет свою «цену» [22], то реализация данного механизма ведет к значительным тратам структурных резервов организма и может привести к их истощению [62]. В результате этого возникает «дезадаптация». Это состояние приводит к снижению иммунитета и устойчивости к повреждающим факторам, негативно влияет на функциональное состояние, адаптивный статус организма и профессиональную деятельность, в результате чего возникает угроза развития патологического состояния организма [1]. Г.А. Севрюковой (2012) было выявлено, что на фоне эмоционального напряжения и интенсивной умственной деятельности увеличивается состояние тревоги и психоэмоционального напряжения, которые могут привести к стрессу, снижению интеллектуальных способностей, соматическим и нервно-психическим расстройствам [84]. Таким образом, психоэмоциональное напряжение может быть, с одной стороны, звеном мобилизации резервных возможностей организма, а с другой – патогенетическим звеном развития сопутствующей психосоматической патологии [49], что может начинаться с

развития тревожности, нарушения баланса вегетативной регуляции, снижения физической и умственной работоспособности [48]. Таким образом, изменения, которые возникают в организме во время тренировки, не сводятся только к совершенствованию навыков, то есть к перестройке и улучшению условно-рефлекторной деятельности, а захватывают все уровни и системы организма [75].

О системных механизмах двигательной адаптации можно судить только на основе всестороннего учета совокупности реакций целостного организма, включая реакции со стороны центральной нервной системы, двигательного и гормонального аппаратов, органов движения и кровообращения, системы крови, анализаторов и других функциональных систем. При этом выраженность изменений функций организма в ответ на физическую нагрузку зависит, прежде всего, от индивидуальных особенностей человека, а также от вида и степени патологии студентов с ограниченными возможностями.

#### **1.4. Технологии и физиологические механизмы тренинга с биологической обратной связью**

Определенные функции человеческого организма могут быть развиты не только вследствие этапов биологического развития, но и при помощи тренировки. В этом случае решающую роль играет возможность применения технологий на основе биологической обратной связи. Биологическая обратная связь реализует принцип «физиологического зеркала», позволяя отслеживать регистрируемые параметры работы организма в режиме реального времени и выводить их на экран компьютера - например, в виде какой-либо игровой ситуации. Обучение управлять ими произвольно является основной целью данных технологий. А если перед нами стоит задача скорректировать функции, участвующие в процессе движения, то функция равновесия будет выступать одной из основных, определяющих поддержание вертикальной позы при ходьбе. Функция равновесия способна подвергаться тренировке не только с помощью физических упражнений, но и с использованием стабилографических реабилитационных тренажеров на основе биологической обратной связи, что является более мягким и щадящим, однако достаточно эффективным способом тренировки. С помощью подобных тренажеров возможно обучиться произвольно контролировать и управлять положением центра давления собственного тела на платформу. При этом формируется навык управления равновесием, который позволяет обучающемуся улучшить свои движения и в дальнейшем выполнять бытовое самообслуживание без потери равновесия. При прохождении цикла тренировок значительно повышается устойчивость вертикальной позы, что снижает вероятность падения, риск переломов, и в целом улучшает качество походки у людей, испытывающих определенные трудности двигательного и координационного характера [53, 65, 74, 75].

Игровая ситуация, представленная на экране, часто имеет увлекательный сюжет, и, воздействуя на эмоциональную сферу играющего, вызывает интерес к результату, повышает мотивацию к тренировочному

процессу и эффективность обучения. Моделируется стрессовая (соревновательная) ситуация, которую в процессе тренировки необходимо преодолеть, и таким образом, происходит как обучение навыкам контроля вегетативных реакций в условиях психоэмоционального напряжения. Преодолевая противоречие между психоэмоциональной нагрузкой и необходимостью сохранять состояние спокойствия, играющий учится формировать резистентность к стрессовой ситуации виртуального соревнования. Ситуация соревнования вызывает у участника игры повышение симпатического тонуса, а необходимость расслабиться, повысив парасимпатический тонус, обучает его умению сохранить вегетативный баланс. Таким образом, играющий обучается контролировать свои вегетативные реакции и вырабатывает навыки адекватного поведения в условиях моделируемого стрессового воздействия. Обучающие алгоритмы построены так, что для победы нужно улучшить свой собственный предыдущий результат, это является залогом совершенствования индивидуальных навыков. Все результаты сохраняются в базе данных, что позволяет проследить за динамикой обучения. Возможность анализировать результаты игровых сессий помогает определять индивидуальные особенности участника, выбирать наиболее подходящую тактику освоения навыков саморегуляции [74].

## Глава 2

### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИСЛЕДОВАНИЯ

#### 2.1. Объект исследования

В исследовании принимали участие студенты Томского политехнического университета, Томского государственного университета, Томского государственного университета систем управления и радиоэлектроники, имеющие ограниченные возможности здоровья (ОВЗ), а также здоровые студенты, занимающиеся физической культурой в основной группе. Всего было обследовано 110 студентов (в том числе 65 мужчин и 45 женщин), возраст участников  $19,5 \pm 1,3$  года.

Контрольная группа включала 50 студентов (30 мужчин и 20 женщин в возрасте  $19,6 \pm 1,2$  года), относящихся к основной группе здоровья и посещавших занятия по физической культуре два раза в неделю. В первую экспериментальную группу входило 30 студентов (20 мужчин и 10 женщин в возрасте  $19,5 \pm 1,2$  года) с ограниченными возможностями здоровья, имеющие заболеваниями опорно-двигательного аппарата: сколиоз III–IV степени в сочетании с плоскостопием II–III степени. Группа была условно обозначена «группа ОДА». Вторая экспериментальная группа включала 30 студентов (15 мужчин и 15 женщин в возрасте  $19,7 \pm 1,6$  года) с миопией средней и высокой степени (от -6 до -11 дптр) в сочетании с плоскостопием II степени, миопия при этом определялась основным заболеванием; здесь и далее обозначена как «группа Миопия». В случае, когда результаты исследования в экспериментальных группах не имели между собой статистически значимых различий, их объединяли в группу «ОВЗ».

Критерии включения в исследования – наличие информированного согласия, отнесение к соответствующей группе здоровья по результатам медицинского осмотра.

Критерии исключения – наличие сопутствующих заболеваний и травм, наличие спортивных разрядов и опыта спортивной деятельности, отказ от участия в исследовании на любой стадии.

Протокол исследования был одобрен локальным этическим комитетом Биологического института Томского государственного университета (протокол № 11 от 24 сентября 2015 года).

## **2.2. Методы исследования**

Исследование было выполнено на базе лаборатории функциональной диагностики отделения физической культуры Томского политехнического университета.

Для решения поставленных задач использовались следующие методы исследования:

- Психофизиологическое тестирование.
- Электроэнцефалография.
- Реоэнцефалография.
- Электромиография.
- Когнитивный тест.
- Тест с физической нагрузкой.
- Исследование биомеханической структуры локомоций
- Стабилометрия

### **2.2.1 Психофизиологическое тестирование**

Оценка психофизиологического состояния включала в себя набор самоопросников на компьютерном комплексе «НС-Психотест»:

- Опросник Т. Немчина, позволяющий оценить предрасположенность студента к состоянию личностной тревожности и выявления признаков перенапряжения регуляторных систем организма;
- Опросник уровня функционального состояния для оценки индивидуальных биологических ритмов психофизиологических

функций для оценки уровня социального функционирования и качества жизни;

- Опросник для оценки уровня психической активации, интереса, эмоционального тонуса, напряжения и комфортности для определения особенностей психического состояния человека и степени его выраженности;
- Методики самооценки социально-психологической (СПА) и эмоционально-деятельностной (ЭДА) адаптивности, состоящие из перечня утверждений, которые предполагают ответ «да» или «нет».
- Механизмы регуляции физиологических функций и способность организма к восстановлению оценивались методом кардиоинтервалографии (КИГ) на приборе «ЭКГ-триггер-МКА-02».

### 2.2.2 Электроэнцефалография

*Электроэнцефалография* является методом изучения функционального состояния коры головного мозга:

– оценка центральных механизмов функциональных взаимодействий, которые складываются на системном уровне;

– оценка качественных и количественных параметров основных ритмов ЭЭГ (альфа-, бета- и тета-ритм).

Выраженность этих ритмов будет зависеть от активности разных областей и структур головного мозга, что делает понятным изменения ЭЭГ у людей с различным уровнем ДА, индивидуальными особенностями формирования двигательных навыков, психологическими и когнитивными особенностями.

Электроэнцефалографическое обследование выполнялось на программно-аппаратном комплексе «Нейрон-спектр 4/П» (Нейрософт, Россия) в системе отведений «10–20» по 8 каналам: лобные (FP), область центральной борозды (С), височные (Т), затылочные (О) электроды (рисунок 3).

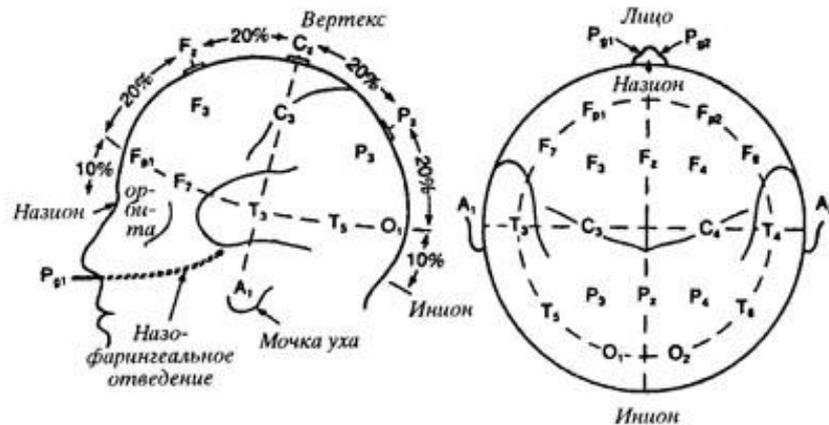


Рисунок 3 – Схема наложения электродов «10-20»

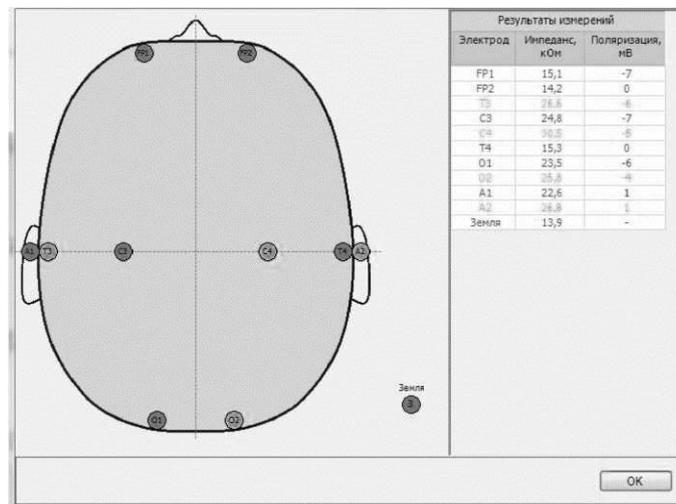


Рисунок 4 – Схема наложения активных и референтных электродов со значениями подэлектродного импеданса

Наложение электродов осуществлялось с помощью специальной шапочки для проведения ЭЭГ (монтаж монополярный, референтные электроды – ушные (A)). Четные отведения – слева, нечетные – справа с соблюдением симметричности и равенства межэлектродных расстояний. С целью снижения межэлектродного сопротивления контактные площадки электродов покрывали электродной пастой. Для контроля качества наложения электродов ориентировались на значения подэлектродного импеданса (Рисунок 4) [65], которые не должны превышать 15 кОм. Запись ЭЭГ велась при условии стационарности поступающего сигнала. Процедура исследования

включала запись ЭЭГ при проведении фоновой записи (в состоянии относительного покоя) – 180 с; в ходе электроэнцефалографического исследования была проведена оценка следующих параметров:

- средняя амплитуда спектра для альфа-, бета- и тета-, дельта-диапазонов;
- средняя мощность частотных спектров для альфа-, бета- и тета-, дельта-диапазонов.

Электроэнцефалографическое обследование проводилось в два этапа: до и после физической нагрузки, в качестве которой использовался тест PWC170. Во время записи ЭЭГ испытуемым был предложен тест «Цифры в фигурах», который проводился с целью определения объема и распределения внимания у испытуемых. Предварительно тест предлагали выполнить всем испытуемым 3–4 раза для устранения фактора научения.

На первом этапе у всех обследуемых регистрировалась электроэнцефалограмма в состоянии покоя с закрытыми глазами (фоновая запись) в течение 30 секунд. Затем после команды «открыть глаза» испытуемому на несколько секунд показывали карточку с изображением трех геометрических фигур, в каждой из которых было расположено однозначное число. В течение следующих 30 секунд испытуемый должен был мысленно сосчитать сумму этих чисел и запомнить их порядок и расположение (в какой фигуре какая цифра), а после окончания записи назвать сумму и ответить, в каких фигурах какие числа были написаны.

Затем испытуемый в качестве физической нагрузки выполнял тест PWC170, основанный на существовании линейной зависимости между ЧСС и мощностью физической нагрузки. В тесте предлагались две нагрузки возрастающей мощности на велоэргометре длительностью по пять минут каждая, без предварительной разминки, с интервалом отдыха три минуты. Величина первой нагрузки задавалась в зависимости от массы тела испытуемого, мощность второй нагрузки задавалась с учетом ЧСС, вызванной первой нагрузкой.

На втором этапе, сразу после выполнения теста, проводилась запись ЭЭГ в том же порядке, что и до нагрузки. Во время выполнения когнитивного теста испытуемому показывали другую карточку, содержащую цифры и фигуры, отличные от первой.

### 2.2.3. Реоэнцефалография

Реографическое исследование головного мозга (РЭГ) осуществлялось с помощью аппаратно-программного комплекса «Валента» (ООО «Компания Нео», Россия) во фронтально-мастоидальном (FM) отведении для определения состояния церебрального кровотока в каротидном бассейне, и окципитально-мастоидальном (OM) отведении, которое характеризует состояние церебрального кровотока в вертебробазиллярном бассейне соответственно. Частота зондирующего тока для РЭГ 100 кГц.

Перед исследованием участникам эксперимента измеряли величину артериального давления и ЧСС.

Регистрация реограммы проводилась с использованием электродов круглой формы, которые фиксировались на голове участника эксперимента резиновой лентой с прорезями. Кожа в местах наложения электродов обезжиривалась спиртом, а затем смазывалась электродным гелем «Унигель» (Гельтек-Медика, Россия) для лучшего контакта электродов и уменьшения сопротивления.

При наложении электродов использовалась биполярная схема, согласно которой на пациента накладывают по одному электроду для ограничения исследуемого сегмента. В данной схеме используется 2-х электродный принцип измерения сопротивления при пропускании через исследуемые сегменты тока высокой частоты. В этой схеме электроды несут проводящую и измерительную функции [64, 79].

Расположение электродов на пациенте:

- Фронтальное отведение: электрод располагается на фронтальной точке (F) - на лобном бугре, на расстоянии 1,5 см от средней линии лба до центра электрода (диаметр электрода 15 мм).
- Фронтально-мастоидальное отведение (FM): электрод располагается на мастоидальной точке (M) - за ухом, на сосцевидном отростке. Таким образом, эта точка становится общей для обоих отведений.
- Окципито-мастоидальное отведение (OM): электрод располагается ниже затылочного бугра, влево и вправо по выйной линии – на окципитальной точке (O).

Схема наложения электродов представлена на рисунке 5. Во время подготовки участника эксперимента к исследованию места расположения электродов в ленте определялись для него индивидуально из-за разных размеров лобной и затылочной областей [64, 79]. Пациент при этом занимает положение полусидя в удобном кресле.

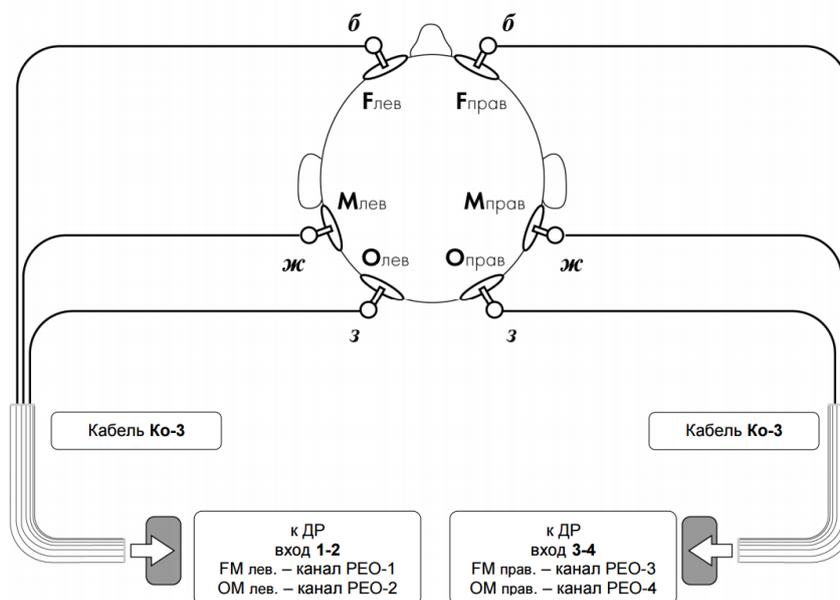


Рисунок 5 – Схема наложения электродов при регистрации РЭГ [79]

Процесс сердечного сокращения выражается в ритмических колебаниях стенок крупных артерий и вен в ходе сердечного цикла. Поэтому одновременно с записью РЭГ проводится регистрация ЭКГ во II стандартном отведении. Вид окна при регистрации РЭГ представлен на рисунке 6.

Качественная и количественная оценка реограмм проводится путем измерения и описания амплитудных и временных отрезков кривой, которые отражают состояние тонуса сосудов, их эластичность и величину ударного объема крови. Помимо этого, вычисляются специальные реографические показатели (реографический индекс, дикротический индекс, модуль упругости и т.д.) [64]. Для оценки свойств сосудов и показателей гемодинамики в настоящем исследовании были использованы показатели, представленные далее.

Амплитудные показатели: измеряют амплитуды перпендикуляров, опущенных из точек «k», «m», «i», «d» (рисунок 7). Величины амплитуд необходимы для расчетов показателей реограммы. Единица измерения – Ом (мОм) [64].

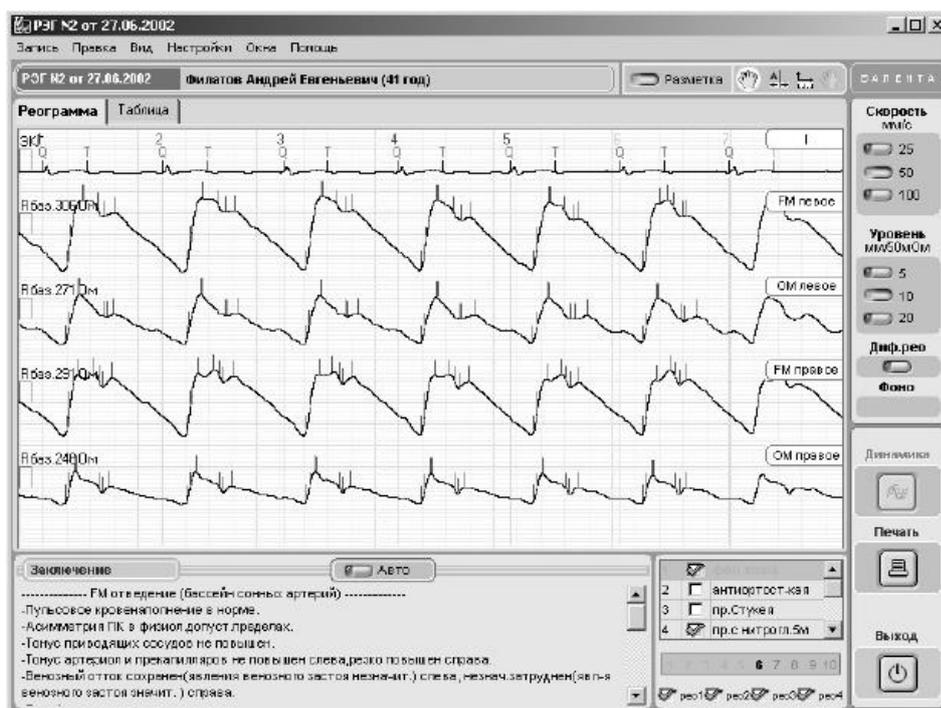


Рисунок 6 – Вид окна записи реоэнцефалограммы

1. *Реографический индекс* — РИ [б/р] — представляет собой отношение систолической волны к стандартному калибровочному сигналу (0,1 Ом = 10 мм) и выражается в относительных единицах. РИ характеризует величину и скорость притока крови в исследуемой зоне, и отражает максимальную величину избыточного объема крови в

артериальной части сосудистого русла исследуемой области. Амплитуда кривой измеряется от изолинии до высшей точки волны [79]. Увеличение показателя РИ свидетельствует об увеличении притока крови к органу, отражает величину раскрытия сосудистого русла. Сравнение показателей фоновых реограмм с показателями после применения функциональных проб позволяет судить о кровоснабжении тканей: увеличение свидетельствует об усилении кровенаполнения, уменьшение – об ухудшении кровенаполнения. В случае, если возрастает сопротивление оттока, то тот же пульсовый объем обеспечит большие величины РИ. Наоборот, снижение сопротивления оттоку при фиксированном пульсовом объеме может привести к уменьшению РИ. Открытие и закрытие артериовенозных анастомозов (шунтов) при постоянной величине пульсового объема вызовет изменения РИ как в сторону уменьшения (при открытии), так и в сторону увеличения (при закрытии) [64].



Рисунок 7 – Измерения амплитуд

2. *Модуль упругости* — МУ [%] — показатель отношения длительности восходящей части волны к длительности всей волны. Используется для оценки эластико-тонических свойств сосудов, при этом увеличение показателя свидетельствует о повышении эластичности [64].

3. *Венозный отток* — ВО [%] — характеризует величину оттока крови к сердцу в исследуемой области. Чем показатель ВО выше,

тем выше отток, и в значительной степени определяется тонусом венозного русла исследуемой области [64].

4. *Дикротический индекс* — ДКИ — отношение амплитуды на уровне инцизуры («i») к амплитуде систолической волны («m»). Используется для оценки состояния тонуса на уровне мелких сосудов (артериол). Увеличение показателя свидетельствует о повышении периферического сосудистого сопротивления [64].

5. *Диастолический индекс* — ДСИ — отношение величины амплитуды на уровне дикротического зубца («d») к амплитуде систолической волны («m»). Характеризует тонус венул, и используется для оценки состояния оттока. Показатель ДСИ увеличивается при затруднении венозного оттока [64].

#### 2.2.4. Электромиография

Оценка параметров биоэлектрической активности мышц при ходьбе проводилась методом электромиографии при помощи компьютерного электронейромиографа «Нейро-МВП-4» (рис. 8).

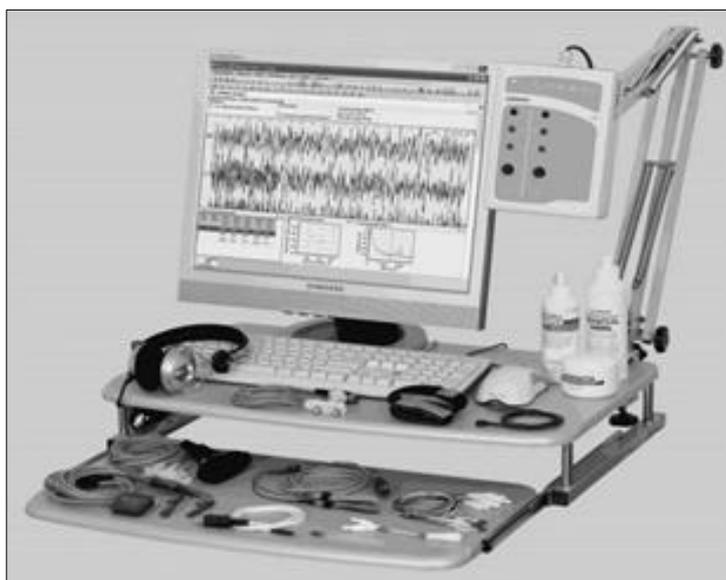


Рисунок 8 – Многофункциональный компьютерный комплекс «Нейро-МВП-4».

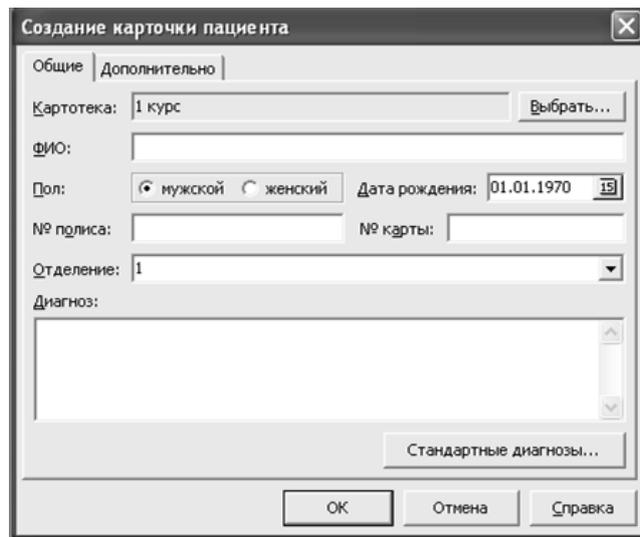


Рисунок 9 – Панель «Карточка ЭМГ».

Типовой порядок проведения ЭМГ – исследования состоит из создания карточки для первичного исследования, а затем из справочника конфигураций съёма выбирается тип пробы, количество и расположение используемых электродов. Далее проводится непосредственно исследование путем интерференционной поверхностной электромиографии (рис. 10).

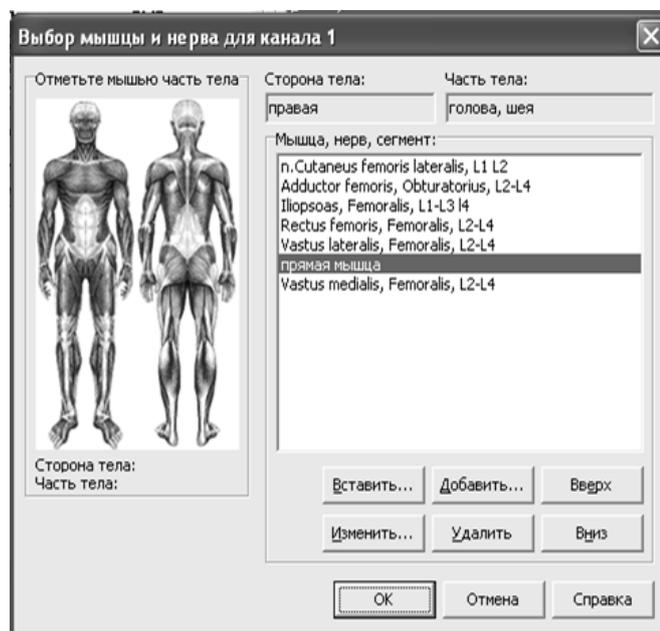


Рисунок 10 – Панель «Выбор мышцы и нерва для канала».

В работе исследовалась биоэлектрическая активность медиальной головки двуглавой мышцы голени, латеральной широкой мышцы бедра, двуглавой мышцы бедра, прямой мышцы спины справа и слева. Электроды

накладывались согласно анатомическому расположению мышц. Сами электроды представляли собой металлические диски площадью  $1 \text{ см}^2$  с нефиксированным межэлектродным расстоянием (Рисунок 11). Постоянное расстояние между ними – 20 мм – обеспечивалось вручную. Перед началом исследования кожа обследуемого в местах наложения электродов обрабатывалась спиртовыми салфетками для инъекций с содержанием 70% этилового спирта, далее на поверхность электродов, которая должна находиться в контакте с кожей, наносился электродный гель с целью снижения межэлектродного сопротивления. Заземляющий электрод располагался на противоположной конечности. После наложения электродов проверялось подэлектродное сопротивление между электродом и кожей, в норме оно должно быть в пределах допустимых значений (до 10 кОМ).



Рисунок 11 – Электроды с нефиксированным межэлектродным расстоянием

*Методика регистрации ЭМГ.* Регистрация ЭМГ осуществлялась во время локомоторной нагрузки (ходьба по электрической беговой дорожке со скоростью 1 км/час). Когда исследуемый скоординируется на беговой дорожке, фиксировалась запись ЭМГ. Информация о проведенном исследовании, включая параметры амплитуды, частоты ЭМГ содержится в протоколе обследования.

### 2.2.5. Когнитивный тест

В качестве когнитивной нагрузки был предложен математический тест со счетом до и после физической нагрузки. Тест со счетом включал в себя вычитание одного и того же двухзначного числа из четырехзначного (например:  $1578-17=1561$ ,  $1561-17= ?...$ ). Оценивалось количество правильных вычислений за 1 мин.

### 2.2.6. Тест с физической нагрузкой

В качестве физической нагрузки использовался стандартный тест PWC170 на велоэргометре, выполнялся без предварительной разминки. Методика проведения теста включает в себя три этапа:

*Первый этап* – педалирование на велоэргометре (Kettler ergometer, Германия) в течение 5 минут с мощностью в соответствии с весом испытуемого. Выбор допустимой величины мощности производится по таблицам. За 30 с до окончания нагрузки измерялась ЧСС с помощью пульсометра (Garmin forerunner 210, США).

*Второй этап* – пассивный отдых обследуемого в течение 3-х минут.

*Третий этап* – педалирование на велоэргометре в течение 5 минут с другой величиной мощности, отличной от первой, которая также подбирается по таблицам в зависимости от ЧСС в конце первой нагрузки. За 15 с до окончания нагрузки снова проводилось измерение ЧСС при помощи пульсометра.

### 2.2.7. Исследование биомеханической структуры локомоций

Биомеханический анализ движений человека – это определение основных механических характеристик сегментов тела во время движения. Биомеханический анализ включает в себя оценку количественных (расчет величины перемещения скорости, ускорения, измерение углов и угловых скоростей) и качественных показателей (форма и характер кривой перемещения) движения исследуемого объекта.

В данном исследовании биомеханический анализ проводился при помощи диагностического комплекса Траст-М Биомеханика. Основой комплекса являются беспроводные биомеханические сенсоры «Траст-М» (рис. 12). Каждый сенсор представляет собой портативный прибор размерами 38x49x20 мм, способный работать автономно, и оснащен пространственными датчиками движения – гироскопом, акселерометром и магнитометром. Вес одного датчика составляет 40 грамм.

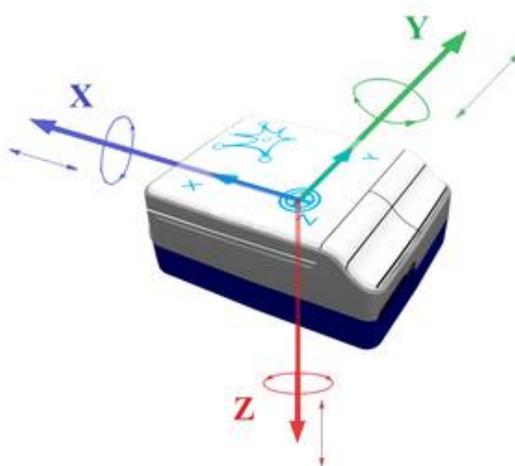


Рисунок 12 – Автономный сенсор "Траст-М"

Во время исследования одновременно подключалось 14 автономных биомеханических сенсоров «Траст-М». Алгоритм расчета углов основан на анализе данных с датчиков угловых скоростей, акселерометров и магнитометров. По умолчанию используется алгоритм, использующий показания всех трех типов датчиков.

*Гироскопы.* Расчет углов производится только по показаниям датчиков угловых скоростей. В этом режиме точность измерения углов выше, чем в других режимах, но с течением времени положение датчика начинает «уходить» от реального. Режим применим для коротких исследований длительностью 1–2 мин.

*Акселерометры.* Расчет углов производится по показаниям датчиков угловых скоростей и акселерометров. В этом режиме не определяется угол поворота датчика относительно вертикальной оси (азимут).

*Магнитометры.* Расчет углов производится по показаниям датчиков угловых скоростей, акселерометров и магнитометров (основной режим). В этом режиме определяются три угла Эйлера. Так как при расчете углов используются показания магнитометров, процедуру исследования требуется проводить вдали от крупных металлических предметов и источников электромагнитного излучения. После контакта сенсоров с металлическими предметами может потребоваться повторная калибровка магнитометров, которая производится непосредственно из основной программы через меню Инструменты.

Входящее в состав комплекса программное обеспечение позволяет проводить регистрацию данных, ведение базы данных пациентов, анализ результатов, визуализацию параметров в виде графиков, таблиц, реконструкцию и анимацию в виде виртуальной 3D модели (рис. 13, 14).

Запуск программы «Траст-М» производится из программы «База данных пациентов» или через ярлык на рабочем столе. При запуске программа автоматически переходит в режим регистрации или анализа в зависимости от состояния диагностики и в главном окне открывается окно диагностики.

Режим регистрации предназначен для проведения исследования по определенной методике и записи данных (рис. 13). В режиме анализа производится обработка записанных данных и создание отчета по результатам исследования.

Перед началом регистрации в зависимости от методики исследования необходимо включаются один или несколько беспроводных сенсоров нажатием на кнопку включения.

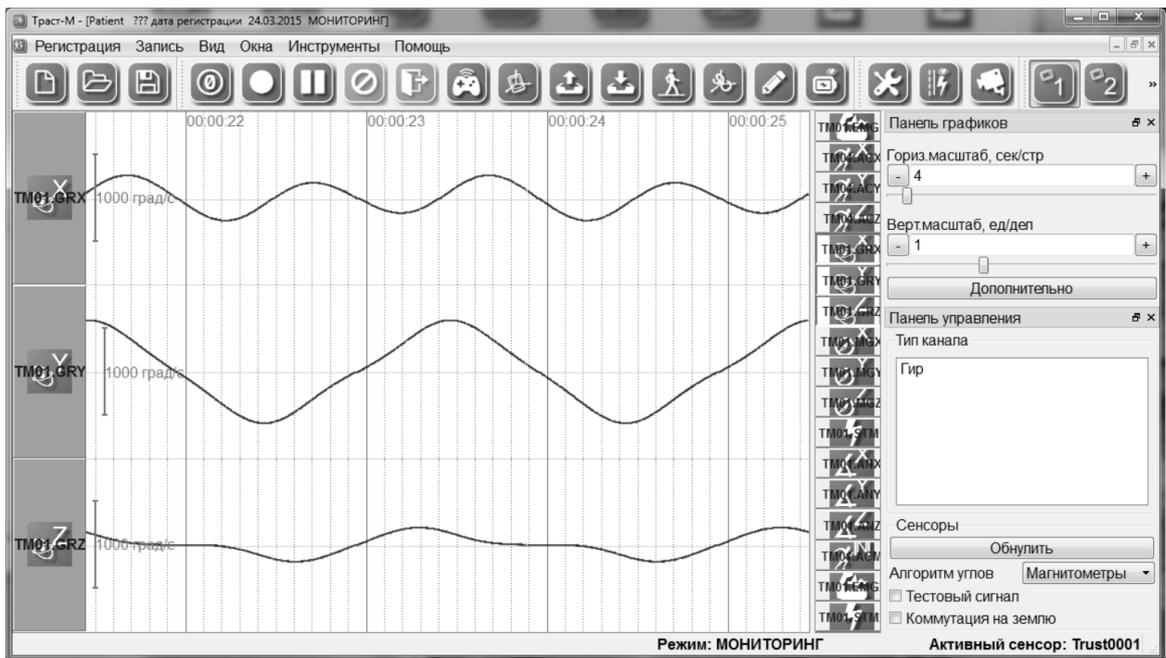


Рисунок 13 – Главное окно программы в режиме регистрации

Дистрибутив программы содержит набор готовых стандартных методик с уже установленными параметрами, которые позволяют сразу переходить к регистрации показателей без дополнительных настроек.

В левой половине главного окна программы расположены каналы с одного или нескольких сенсоров, сохраненные в методике. В правой половине показаны все каналы выбранного сенсора. Выбор текущего (активного) сенсора производится нажатием кнопки с порядковым номером сенсора на панели сенсоров. Для показа трехмерной модели сенсора существует отдельное окно, открывающееся нажатием соответствующей кнопки на панели инструментов.

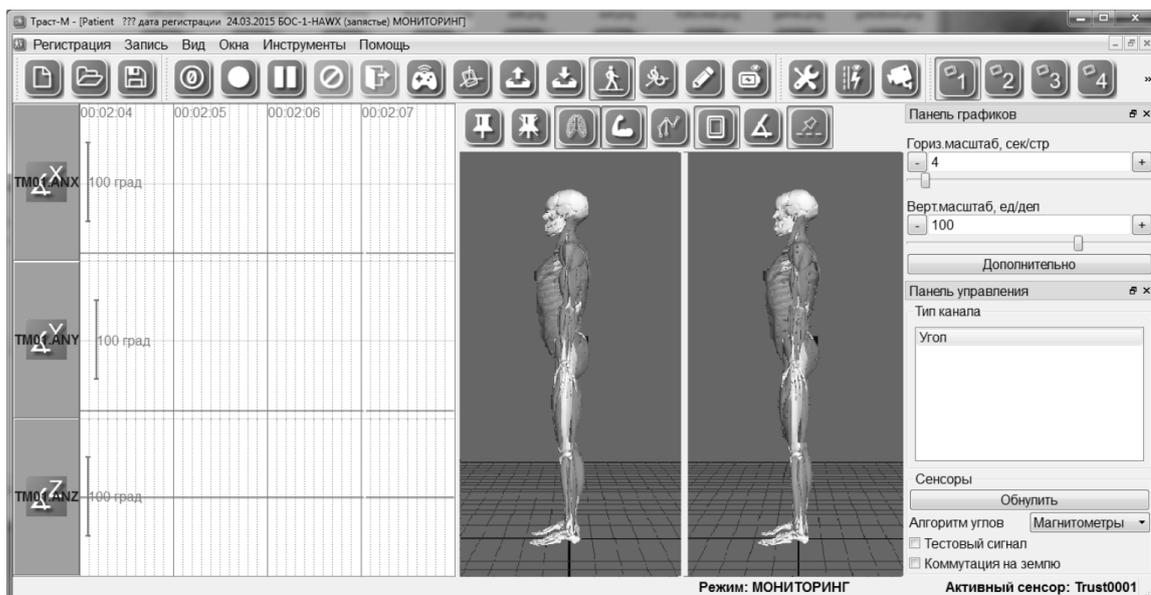


Рисунок 14 – Трехмерная модель скелета в окне диагностики

Положение активного сенсора (при зажатой кнопке показа сенсоров) на 3D модели выделено красным цветом. Реальное положение сенсора на сегменте может отличаться от заданного в методике, поэтому после установки всех сенсоров на пациента проводится привязка сенсоров к модели кинематики в исходном положении справа. Включение и выключение записи данных проводится нажатием на кнопку «Запись» или «Старт/Стоп».

Во время записи можно изменять параметры вида графиков и параметры фильтрации. После завершения записи из режима регистрации необходимо перейти в режим анализа.

Регистрация движений производится в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах в трех плоскостях – сгибание/разгибание, приведение/отведение и ротация. Во время ходьбы одновременно фиксируются основные временные характеристики шага каждой ноги, а также движения таза в пространстве. Анализируются циклические движения пациента во время ходьбы с последующей полуавтоматической расстановкой фаз цикла шага, что позволяет сравнивать результат с нормой и оценивать асимметрии.

Также «Траст-М» снабжен стабилметрическим модулем (стабилметрическая платформа), позволяющим провести оценку параметров

функции равновесия и программным обеспечением, включающим в себя набор игровых тренажеров на основе биологической обратной связи по опорной реакции.

### 2.2.8 Стабилометрия

Стабилометрический тренинг с биологической обратной связью, а также контроль эффективности методик двигательной адаптации студентов с ОВЗ на основе тренинга с биологической обратной связью проводился при помощи компьютерного комплекса «Стабилан-01-2», который представляет собой стабилометрическую платформу, соединенную с персональным компьютером, а также специальный набор программного обеспечения. Размер платформы 500x 500x70 мм, масса составляет не более 10 кг. Стабилограф входит в рабочий режим не более 5 мин., при этом регистрация центра давления человека на платформу происходит за счет совмещения математического ожидания центра давления (ЦД) с центром координат стабиллоплатформы. Программное обеспечение позволяет визуализировать стабилографический сигнал в виде метки на экране компьютера в режиме реального времени, а также представлять результаты и проводить анализ стабилограмм и статокинезиграмм в виде графического представления траектории движения ЦД в проекции на горизонтальную плоскость.

### 2.3. Статистическая обработка результатов

Статистическая обработка данных проводилась при помощи программы STATISTICA 12.0. Оценка на нормальность распределения признаков в группах производилась при помощи критерия Шапиро-Уилка (Shapiro-Wilks test).

В том случае, когда распределение не подчинялось закону нормального распределения, сравнительный анализ независимых выборок проводился при помощи критерия Манна-Уитни (Mann-Whitney test), зависимых – при помощи критерия Вилкоксона (Wilcoxon test). За статистически значимое различие принимали  $p < 0,05$ . Данные в этом случае представлены в виде медианы (Me), 25-й и 75-й процентиля (Q25, Q75).

В том случае, когда распределение подчинялось закону нормального распределения, сравнительный анализ независимых выборок проводился при помощи  $t$  – критерия Стьюдента. За статистически значимое различие принимали  $p < 0,05$ . Данные в этом случае представлены в виде среднего арифметического и ошибки среднего ( $X_{cp} \pm m$ ).

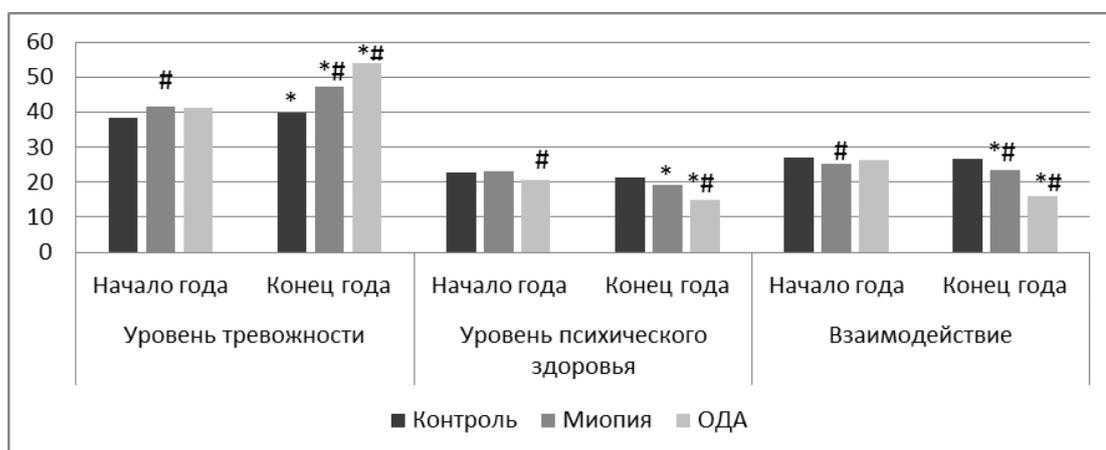
## ГЛАВА 3

### РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

#### 3.1. Физиологическая оценка адаптации студентов с ограниченными возможностями здоровья к условиям инклюзивного обучения

##### 3.1.1. Психофизиологическая оценка адаптации студентов с ОВЗ

Было отмечено, что уровень тревожности в конце учебного года достоверно возрастает в обеих экспериментальных группах (47,2±4,19 в группе с миопией и 54,0±1,47 в группе ОДА), также как снижается уровень психического здоровья (19,20±3,07 и 15,0±1,75 соответственно) и степень социально-ролевого взаимодействия (23,40±2,25 и 16,0±0,92 соответственно), причем, изменения показателей очевидно более выражены в группе студентов с нарушениями ОДА (рис. 15).

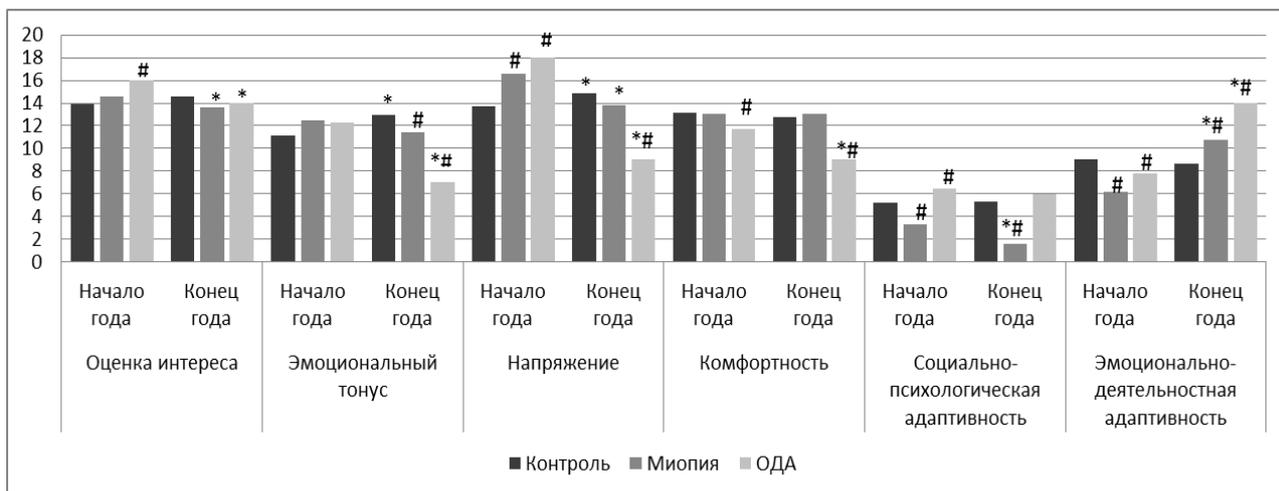


*Примечание:* \* - достоверность различий в начале и в конце учебного года,  $p < 0,05$ ;  
# - достоверность различий с контрольной группой,  $p < 0,05$ .

Рисунок 15 – Психофизиологические показатели в исследуемых группах

Кроме того, в группе ОДА отмечается резкое падение эмоционального тонуса (с 12,25±1,49 до 7,0±0,1), психоэмоционального напряжения (с 18,0±1,47 до 9,0±0,05) и уровня комфортности (с 11,75±0,1 до 9,0±0,04), в то время как в группе миопии достоверно снижается только напряжение (с

16,57±1,43 до 13,80±2,56). Также в конце года в обеих группах снижен уровень социально-психологической адаптивности, однако эмоционально-деятельностная адаптивность, напротив, значительно возрастает (с 7,75±1,7 до 14,0±0,41 в группе миопии и с 6,14±0,14 до 10,8±0,17 в группе ОДА), чего в контрольной группе не выявлено (рис.16).



*Примечание:* \* - достоверность различий в начале и в конце учебного года,  $p < 0,05$ ;

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

Рисунок 16 – Функциональное состояние и адаптивность в исследуемых группах

Отмечается, что студенты с миопией имеют средний уровень психического напряжения, однако отличаются низким уровнем социально-психологической адаптивности, что может быть причиной трудностей в процессе социализации. Вместе с тем, студенты с заболеваниями ОДА обладают низким уровнем психического напряжения, имеют более высокие показатели функционального и психического состояния, демонстрируют уровень СПА выше среднего.

### 3.1.2. Вариабельность сердечного ритма у студентов с ОВЗ при адаптации к условиям обучения

По результатам кардиоинтервалографии (таблицы 1, 2) в начале учебного года показатели сердечного ритма в состоянии покоя всех трех групп находились примерно на одном уровне, за исключением преобладания

вариационного размаха ( $dX$ ) в группе контроля (таблица 1). В конце учебного года фиксировалось увеличение моды ( $M_o$ ) и вариационного размаха ( $dX$ ) в группе ОДА, в группе контроля вариационный размах, наоборот, уменьшался. Амплитуда моды ( $AM_o$ ) снизилась к концу учебного года во всех трех группах, индекс напряжения увеличился в группах ОВЗ. Частота сердечных сокращений (ЧСС) к концу семестра так же увеличивалась во всех исследуемых группах, но достоверных доказательств этому не было зафиксировано (таблица 1).

При выполнении клино-ортостатической пробы в начале осеннего семестра фиксировались более низкие показатели  $M_o$  в группе миопии по сравнению с группой контроля, а в конце учебного процесса самые высокие показатели - в группе ОДА (таблица 2). Показатели вариационного размаха были наименьшими в начале года в группе ОДА, в конце года эти показатели примерно сравнивались во всех трех группах. В группах ОДА и миопии к концу учебного года происходило уменьшение амплитуды моды. Средняя длительность интервала RR ( $RR_{cp}$ ) в начале года была наименьшей в группе ОДА (таблица 2).

Таблица 1 – Характеристика сердечного ритма в состоянии покоя у студентов 1 курса.

( $X_{cp} \pm m$ )

| Показатели | Группа контроля |              | Группа миопии |              | Группа ОДА    |              |
|------------|-----------------|--------------|---------------|--------------|---------------|--------------|
|            | В начале года   | В конце года | В начале года | В конце года | В начале года | В конце года |
| $M_o$      | 0,64±0,08       | 0,74±0,08    | 0,61±0,05*    | 0,77±0,08    | 0,73±0,07*    | 0,94±0,08#   |
| $dX$       | 0,85±0,09*      | 0,57±0,06    | 0,71±0,06#    | 0,5±0,06     | 0,51±0,08*#   | 0,65±0,04    |
| $AM_o$     | 28,8±1,5*       | 19,7±2,1     | 35,4±4,1*     | 13,4±1,3     | 29,1±1,4*     | 15,5±1,7     |
| ИН         | 66,4±7,3        | 88,2±9,5     | 71,2±8,5*     | 114,1±4,4#   | 71,9±8,1*     | 129,7±9,4#   |
| $RR_{cp}$  | 0,75±0,08       | 0,71±0,07    | 0,8±0,6       | 0,57±0,04    | 0,79±0,08     | 0,61±0,07    |
| ЧСС        | 69,9±7,4        | 75,9±8,3     | 77,5±8,7      | 84,4±8,3     | 75,5±8,9      | 86,4±9,1     |

Примечание: \* – достоверность различий в начале и в конце учебного года внутри группы,  $p < 0,05$ ; # – достоверность различий с группой контроля,  $p < 0,05$ .

Таким образом, к концу учебного года у студентов происходит увеличение влияния симпатического и гиперсимпатического влияния вегетативной нервной системы, что приводит к ухудшению адаптации к физическим и умственным нагрузкам. Это проявляется в увеличении показателей  $M_0$ , вариационного размаха и индекса напряжения и в уменьшении показателей амплитуды  $M_0$ . При этом, группа ОДА наиболее подвержена отрицательным влияниям факторов среды и менее успешно адаптируется к условиям инклюзивного обучения.

Таблица 2 – Характеристика сердечного ритма после клино-ортостатической пробы у студентов 1 курса.

( $X_{cp} \pm m$ )

| Показатели       | Группа контроля |              | Группа миопии |              | Группа ОДА    |              |
|------------------|-----------------|--------------|---------------|--------------|---------------|--------------|
|                  | В начале года   | В конце года | В начале года | В конце года | В начале года | В конце года |
| $M_0$            | 0,71±0,08       | 0,65±0,07    | 0,53±0,05#    | 0,44±0,05    | 0,75±0,09     | 0,86±0,09#   |
| dX               | 0,94±0,1*       | 0,73±0,04    | 0,81±0,09     | 0,62±0,07    | 0,44±0,05*#   | 0,68±0,05    |
| AM <sub>0</sub>  | 19,4±1,6        | 17,7±1,6     | 23,4±1,3*     | 14,5±1,5     | 23,7±1,8*     | 11,7±1,4     |
| ИН               | 78,8±8,4        | 104,5±11     | 101,4±11*     | 129,3±13#    | 104,1±11*     | 141,2±16#    |
| RR <sub>cp</sub> | 0,84±0,09       | 0,9±0,08     | 0,93±0,1      | 0,71±0,08    | 1,01±1,2*     | 0,91±0,09    |
| ЧСС              | 90,5±12         | 96,7±14      | 95,6±10,5     | 105,5±14     | 97,7±17       | 108,2±20     |

Примечание: \* – достоверность различий в начале и в конце учебного года внутри группы,  $p < 0,05$ ; # – достоверность различий с группой контроля,  $p < 0,05$ .

### 3.1.3. Адаптационные перестройки двигательного стереотипа стандартных локомоций у студентов с ОВЗ

Цикл шага (ЦШ) является функциональной единицей ходьбы, которая представляет собой время от начала касания ноги с опорой, до следующего контакта этой же ногой, что показано на рисунке 17. Среднее время ЦШ при естественной ходьбе в норме составляет примерно одну секунду. Плоскости перемещений в суставах показаны на рисунке 18.

Цикл шага упрощенно делят на два основных периода:

- Период опоры (ПО);
- Период переноса (ПП);

Период двойной опоры (ДО) – это часть периода опоры, когда обе ноги находятся в контакте с опорой. Двойная опора присутствует в периоде опоры дважды - в начале и в конце.

- Период первой двойной опоры (ПДО);
- Период второй двойной опоры (ВДО);

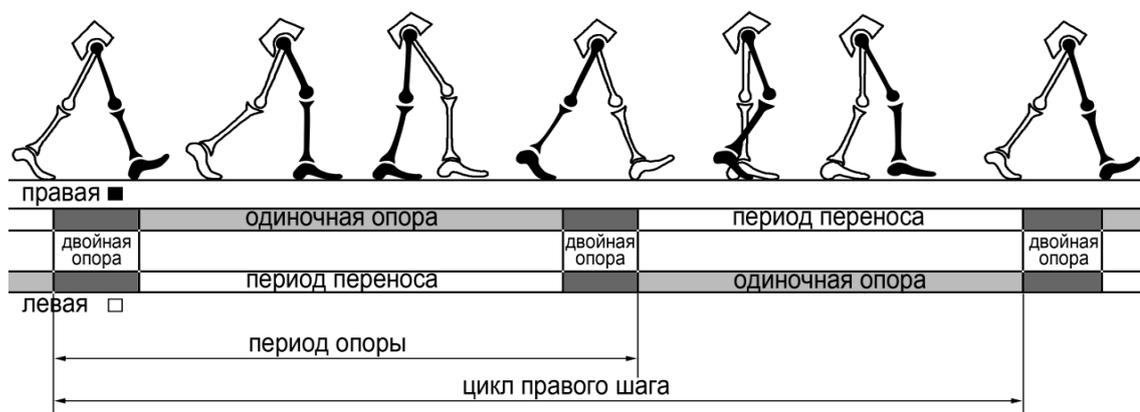


Рисунок 17 – Цикл шага и его основные периоды [5, 74]

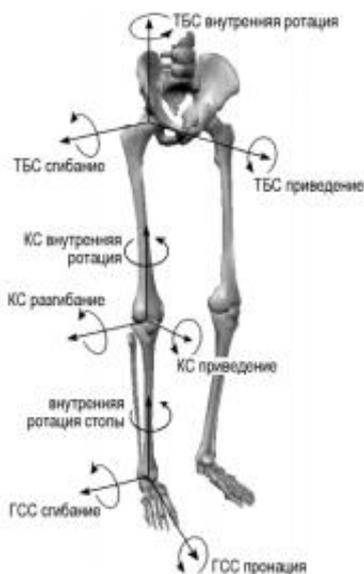


Рисунок 18 – Плоскости перемещений в суставах (сгибание, разгибание, ротация)

[74]

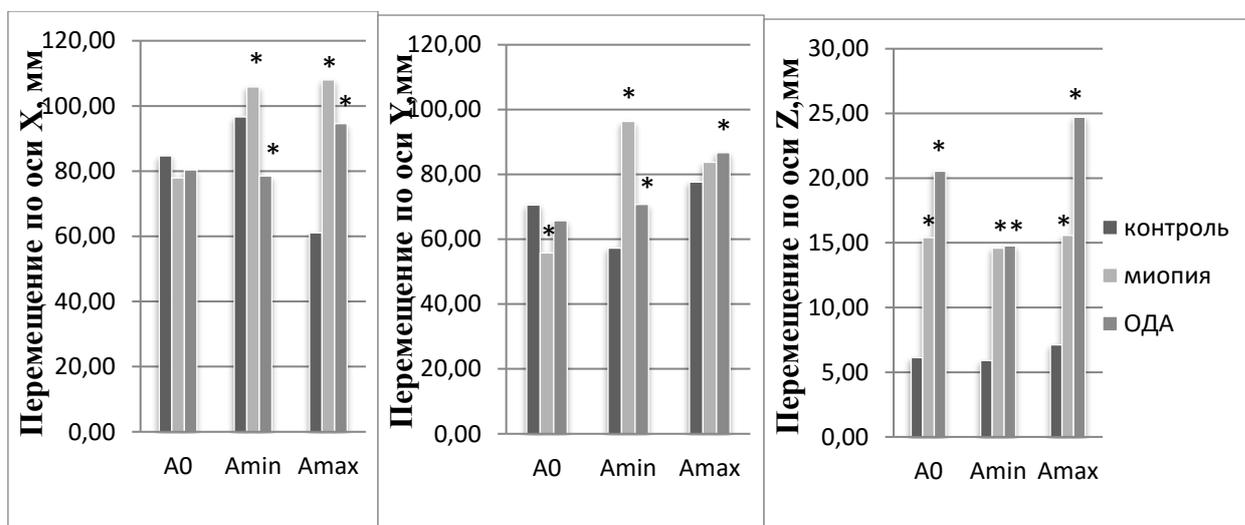
Таблица 3 – Периоды цикла шага.

|                 | ЦШ, сек     | ПО, %         | Длит. ПО, сек | ПП, %          | Длит. ПП, сек |                |
|-----------------|-------------|---------------|---------------|----------------|---------------|----------------|
| <b>Контроль</b> | 1,29±0,06   | 73,49±0,63    | 0,95±0,04     | 26,51±0,63     | 0,34±0,02     |                |
| <b>Миопия</b>   | 1,33±0,05*  | 73,64±1,10    | 0,98±0,04*    | 26,36±1,10     | 0,35±0,01     |                |
| <b>ОДА</b>      | 1,37±0,15*  | 71,82±2,85*   | 0,97±0,07*    | 28,18±2,85*    | 0,40±0,09*    |                |
|                 | ДО, %       | Длит. ДО, сек | ПДО, %        | Длит. ПДО, сек | ВДО, %        | Длит. ВДО, сек |
| <b>Контроль</b> | 36,81±1,17  | 0,48±0,03     | 12,43±0,35    | 0,16±0,01      | 24,39±1,02    | 0,32±0,02      |
| <b>Миопия</b>   | 37,06±1,57* | 0,50±0,03*    | 12,53±0,39    | 0,17±0,01*     | 24,53±1,50    | 0,33±0,03*     |
| <b>ОДА</b>      | 32,68±3,51* | 0,46±0,02*    | 11,30±0,54*   | 0,17±0,01*     | 21,38±3,32*   | 0,30±0,02*     |

*Примечание:* ЦШ, сек - длительность полного цикла шага, ПО - период опоры, ПП - период переноса, ДО - период двойной опоры, ПДО - период первой двойной опоры, ВДО - период второй двойной опоры;

\* - достоверность различий в исследуемых группах,  $p < 0,05$ .

Анализ результатов биомеханического исследования ходьбы у студентов с ОВЗ показал, что наибольшее время цикла шага, включающего в себя период опоры и период переноса, было отмечено в группе ОДА, притом, что в контрольной группе цикл шага занимает на 8 мс меньше (таблица 3).



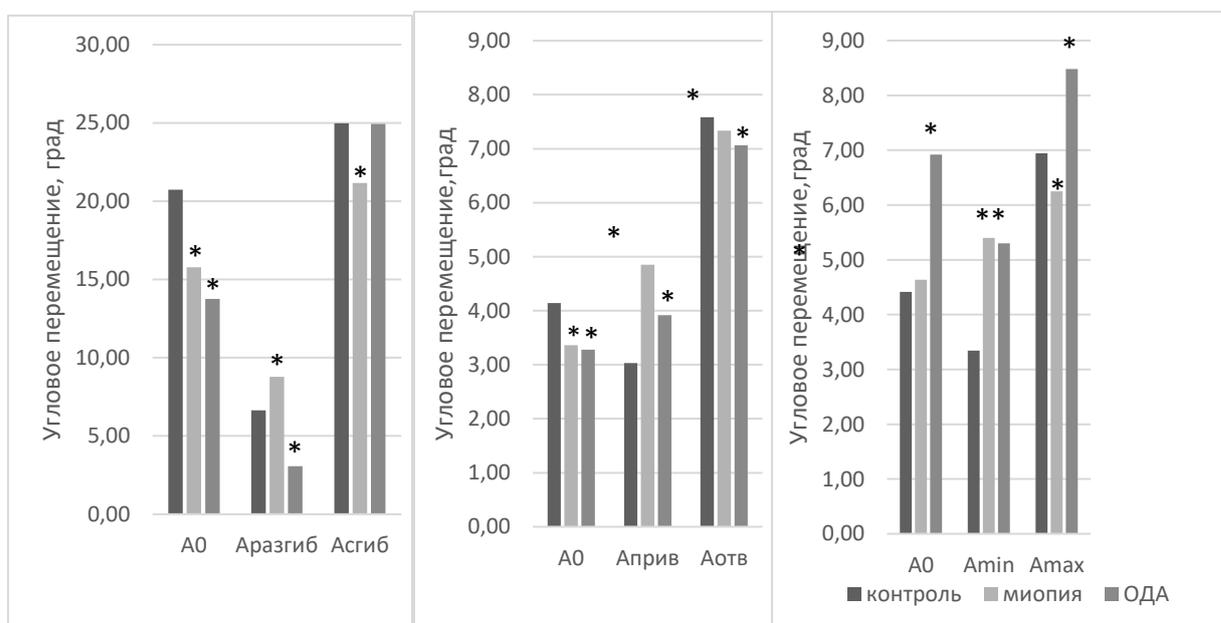
*Примечание:* \* - достоверность различий в исследуемых группах,  $p < 0,05$

Рисунок 19 – Перемещение центра тяжести в проекции осей X, Y, Z (A0 – амплитуда перемещения центра тяжести в нулевой фазе, Amin – амплитуда в точке достижения минимума перемещения, Amax – амплитуда в точке максимума)

В экспериментальных группах по сравнению с группой контроля происходит явное увеличение показателей перемещения центра тяжести

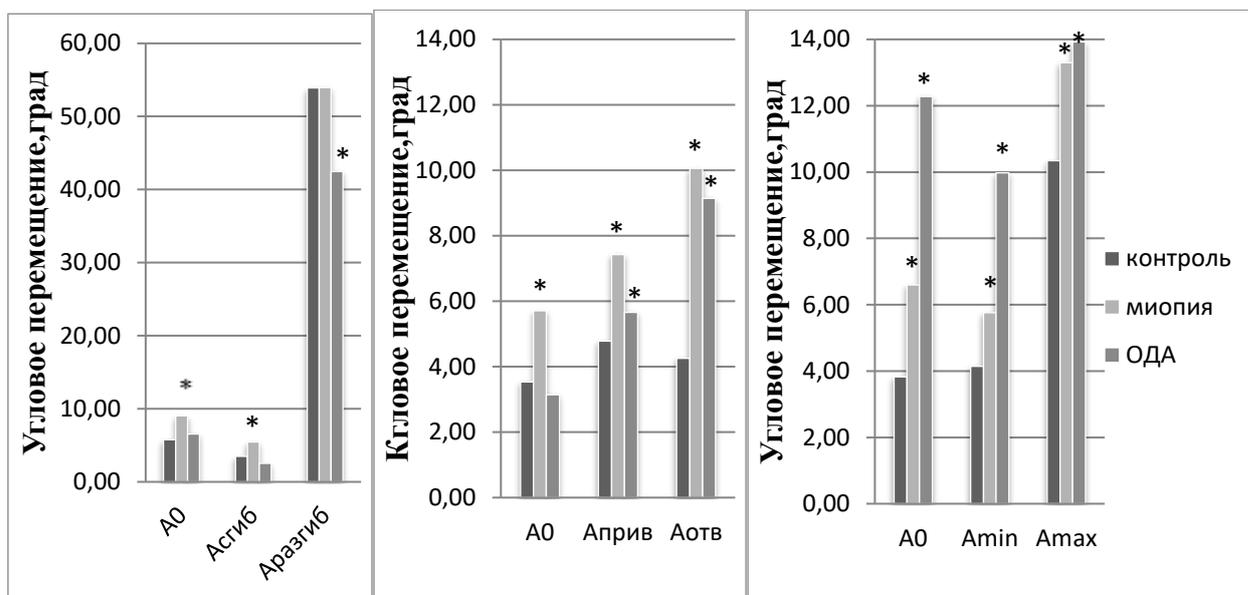
относительно вертикальной и фронтальной плоскостей, что приводит к неустойчивому положению тела в процессе ходьбы (рис. 19).

Оценка особенностей биомеханики тазобедренного сустава за весь цикл шага показала, что в нулевой фазе величина сгибания в тазобедренном суставе в экспериментальных группах была зафиксирована достоверно ниже, чем в контрольной, при этом величина углового перемещения в точке сгибания в группе миопии была ниже, чем в контрольной группе и ОДА, но при этом разгибание тазобедренного сустава у нее было выше. Также в точке разгибания величина углового перемещения в группе ОДА оказалась вдвое ниже по сравнению с контролем (рис. 20).



*Примечание:* \* - достоверность различий в исследуемых группах,  $p < 0,05$

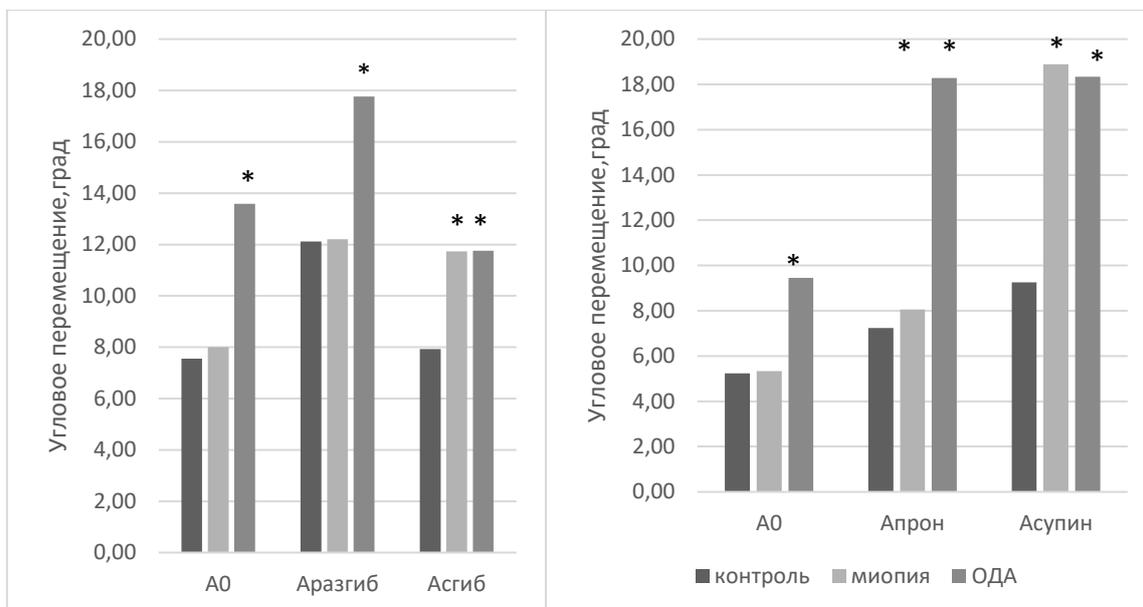
Рисунок 20 – Тазобедренный сустав: сгибание (A0 – амплитуда углового перемещения в нулевой фазе, Aразгиб – максимальная точка разгибания сустава, Асгиб – максимальная точка сгибания сустава, Aмин – амплитуда в точке минимума ротации, Амах – амплитуда в точке максимума ротации)



Примечание: \* - достоверность различий в исследуемых группах,  $p < 0,05$

Рисунок 21 – Коленный сустав: сгибание (A0 – амплитуда углового перемещения в нулевой фазе, Асгиб – максимальная точка сгибания сустава, Аразгиб – максимальная точка разгибания сустава, Amin – амплитуда в точке минимума ротации, Amax – амплитуда в точке максимума ротации)

Амплитуда приведения в нулевой фазе в тазобедренном суставе в обеих экспериментальных группах достоверно ниже, чем в контрольной, притом, что величина углового перемещения в точке наибольшего приведения в экспериментальных группах достоверно выше, чем в контрольной, и в большей степени отмечалось в группе миопии. Амплитуда ротации тазобедренного сустава в нулевой фазе в группе миопии выше, чем в группе контроля, как и в точке максимума ротации; в точке минимума повышение амплитуды было зафиксировано в обеих экспериментальных группах (рис. 20).



*Примечание:* \* - достоверность различий в исследуемых группах,  $p < 0,05$

Рисунок 22 – Голеностопный сустав: сгибание (A0 – амплитуда углового перемещения в нулевой фазе, Аразгиб – максимальная точка разгибания сустава, Асгиб – максимальная точка сгибания сустава)

В коленном суставе (рис. 21) наибольшая амплитуда сгибания отмечалась в группе миопии, а самый низкий показатель - в группе ОДА, как и амплитуда разгибания; при этом в группах контроля и группе миопии значимых различий не наблюдалось. Амплитуда углового перемещения коленного сустава была значительно выше в группе миопии в качестве приведения, значительное повышение величины отведения было отмечено в обеих экспериментальных группах; в контрольной группе эти значения были наименьшими среди всех исследуемых групп. Также отмечалось, что в экспериментальных группах в коленном суставе значительно выше и величина ротации.

При оценке параметров голеностопного сустава (рис. 22) было также выявлено, что наибольшая величина сгибания наблюдалась в группе ОДА, также в этой группе вдвое выше величина пронации и супинации. При этом в группе миопии отмечалось только повышение супинации.

Полученные результаты позволяют заключить, что особенности динамического стереотипа ходьбы в группе с нарушениями опорно-

двигательного аппарата характеризуются увеличением времени цикла шага, наибольшей амплитудой ротации тазобедренного и коленного суставов, снижением амплитуды сгибания и разгибания коленного сустава, а также высокой подвижностью стопы в сочетании с наибольшими колебаниями центра тяжести в вертикальной плоскости. При этом у студентов с нарушениями зрения в меньшей степени отмечается изменение длительности цикла шага, однако есть выраженные колебания центра тяжести относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей при ходьбе, в сочетании с возрастанием амплитуды приведения в тазобедренном и коленном суставах, притом что в голеностопном суставе отмечено только повышение амплитуды супинации. Все это затрудняет общее состояние походки и является фактором, ухудшающим управление звеньями тела, задействованными в процессе ходьбы.

По результатам электромиографического обследования была произведена регистрация биоэлектрической активности медиальной головки двуглавой мышцы голени, латеральной широкой мышцы бедра; двуглавой мышцы бедра; прямой мышцы спины справа и слева (Рисунок 23–24).

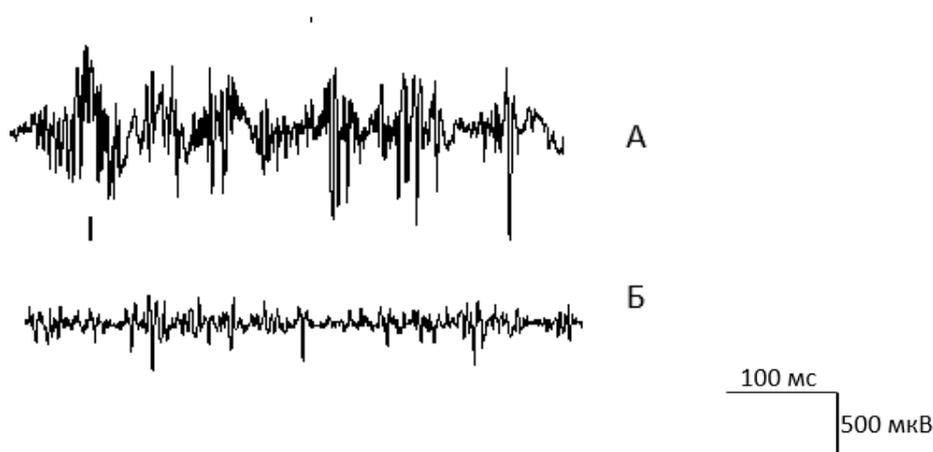


Рисунок 23 – Электромиограмма икроножной мышцы (справа) при ходьбе у студента с ОВЗ (А) и контрольной (Б) группы

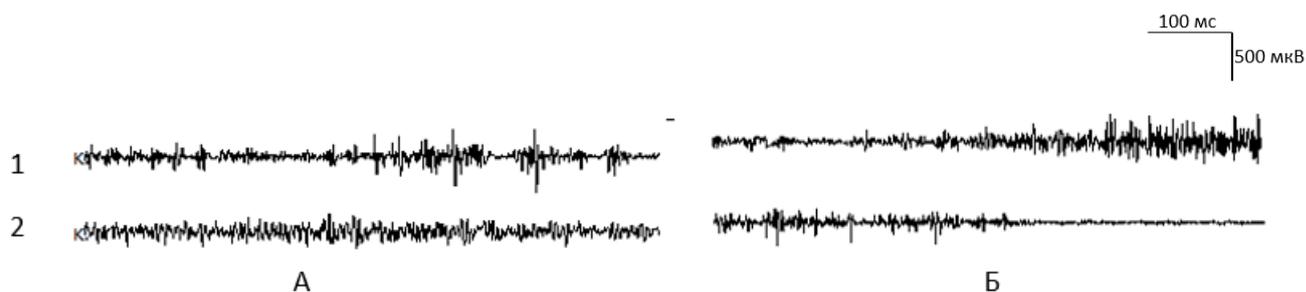


Рисунок 24 – Электрическая активность мышц передней (1) и задней (2) поверхности бедра справа при ходьбе у студента с ОВЗ (А) и контрольной (Б) групп

В Таблице 4-7 приведены сравнительные показатели интерференционной ЭМГ тестируемых мышц студентов с ОВЗ.

Со стороны двуглавой мышцы бедра у студентов с ОВЗ (Таблица 4) наблюдалось снижение максимальной амплитуды осцилляций слева ( $2825 \pm 389$  мкВ) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $3636 \pm 567$  мкВ) ( $p < 0,05$ ) в сочетании с увеличением средней амплитуды слева ( $844 \pm 164$  мкВ) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $869 \pm 150$  мкВ) ( $p < 0,05$ ). Суммарная амплитуда так же демонстрировала некоторое повышение значений как слева ( $268 \pm 44$  мВ/с) ( $p < 0,05$ ), так и справа ( $267 \pm 44$  мВ/с) ( $p < 0,05$ ), тогда как частота осцилляций с обеих сторон была заметно снижена - слева до  $652 \pm 98$  Гц ( $p < 0,05$ ) и справа - до  $285 \pm 40$  Гц ( $p < 0,05$ ). Помимо этого, также наблюдалось значительное увеличение амплитудно-частотного показателя слева ( $20 \pm 3,5$  мкВ $\times$ с) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $77,3 \pm 15$  мкВ $\times$ с) ( $p < 0,05$ ).

Таблица 4 – Параметры биоэлектрической активности медиальной головки двуглавой мышцы голени у студентов с ОВЗ и у контрольной группы при ходьбе.

| Параметры |                        | Макс. ампл., мкВ       |                     | Средн. ампл., мкВ      |                     | Сумм. ампл., мкВ        |                     | Средн. част., 1/с      |                     | Ампл./част., мкВ*с      |                     |
|-----------|------------------------|------------------------|---------------------|------------------------|---------------------|-------------------------|---------------------|------------------------|---------------------|-------------------------|---------------------|
|           |                        | Группа студентов с ОВЗ | Контроль ная группа | Группа студентов с ОВЗ | Контроль ная группа | Группа студенто в с ОВЗ | Контроль ная группа | Группа студентов с ОВЗ | Контроль ная группа | Группа студенто в с ОВЗ | Контроль ная группа |
| Мышцы     | Медиальн ая головка    | 2825±389<br>*          | 10089±99<br>7       | 844±164*               | 405±57              | 268±44*                 | 195±30              | 625±98*                | 1275±100            | 20±3,5*                 | 8,5±1.8             |
|           | двуглавой мышцы голени | 3636±567<br>*          | 7129±913            | 869±150*               | 238±32              | 267±51*                 | 131±25              | 285±40*                | 1254±97             | 77,3±15*                | 10,7±2,1            |

Примечание: \* – достоверность различий с контрольной группой ( $p < 0,05$ )

Таблица 5 – Параметры биоэлектрической активности широкой мышцы бедра (латеральная головка) у студентов с ОВЗ и у контрольной группы при ходьбе.

| Параметры                       |             | Макс. ампл., мкВ       |                    | Средн. ампл., мкВ      |                    | Сумм. ампл., мкВ       |                    | Средн. част., 1/с      |                    | Ампл./част., мкВ*с     |                    |
|---------------------------------|-------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|
|                                 |             | Группа студентов с ОВЗ | Контрольная группа |
| Латеральная широкая мышца бедра | Левая нога  | 10610±887*             | 5367±612           | 899±145*               | 229±28             | 520±105*               | 175±41             | 1025±115*              | 2664±180           | 18,9±3,3*              | 54,9±7,4           |
|                                 | Правая нога | 11314±1300*            | 3162±420           | 373±65                 | 341±55             | 179±25                 | 75±10              | 1412±230               | 1167±247           | 9,6±1,1                | 6,8±0,9            |

Примечание: \* – достоверность различий с контрольной группой ( $p < 0,05$ )

Таблица 6 – Параметры биоэлектрической активности двуглавой мышцы бедра у студентов с ОВЗ и у контрольной группы при ходьбе.

| Параметры             |             | Макс. ампл., мкВ       |                    | Средн. ампл., мкВ      |                    | Сумм. ампл., мкВ       |                    | Средн. част., 1/с      |                    | Ампл./част., мкВ*с     |                    |
|-----------------------|-------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|
|                       |             | Группа студентов с ОВЗ | Контрольная группа |
| Двуглавая мышца бедра | Левая нога  | 2258±370*              | 2824±355           | 400±77                 | 403±62             | 101±15*                | 86±11,5            | 634±79*                | 1112±135           | 79,3±7,1*              | 210,9±25           |
|                       | Правая нога | 2949±370*              | 1964±220           | 343±40                 | 336±42             | 89±8,5*                | 11±1,9             | 248±25*                | 47±4               | 42,8±4,9*              | 23,8±2,9           |

Примечание: \* – достоверность различий с контрольной группой ( $p < 0,05$ )

Таблица 7 – Параметры биоэлектрической активности прямых мышц спины у студентов с ОВЗ и у контрольной группы при ходьбе.

| Параметры          |             | Макс. ампл., мкВ       |                    | Средн. ампл., мкВ      |                    | Сумм. ампл., мкВ       |                    | Средн. част., 1/с      |                    | Ампл./част., мкВ*с     |                    |
|--------------------|-------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|--------------------|
|                    |             | Группа студентов с ОВЗ | Контрольная группа |
| Прямая мышца спины | Левая нога  | 9180±990*              | 5147±778           | 1347±175*              | 162±25             | 885±95*                | 230±27             | 1154±142*              | 4647±620           | 10,3±1,5*              | 28,3±3,1           |
|                    | Правая нога | 7362±750*              | 4687±510           | 1486±160*              | 227±25             | 1751±190*              | 222±30             | 2237±255*              | 3026±340           | 12,9±1,3*              | 36,7±4,1           |

Примечание: \* – достоверность различий с контрольной группой ( $p < 0,05$ )

Изменения биоэлектрической активности латеральной широкой мышцы бедра, которая разгибает коленный сустав, были в данном случае менее выражены. Отмечалось некоторое снижение частоты осцилляций в группе студентов с ОВЗ слева ( $18,9 \pm 3,3 \text{ мкВ} \times \text{с}$ ) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $9,6 \pm 1,1 \text{ мкВ} \times \text{с}$ ) ( $p < 0,05$ ) в сочетании с повышением амплитуды слева ( $10610 \pm 887 \text{ мкВ}$ ) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $11314 \pm 1300 \text{ мкВ}$ ) ( $p < 0,05$ ) (Таблица 5). Также в группе студентов с ОВЗ было выявлено повышение частоты слева ( $79,3 \pm 7,1 \text{ мкВ} \times \text{с}$ ) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $42,2 \pm 4,9 \text{ мкВ} \times \text{с}$ ) ( $p < 0,05$ ) и возрастание амплитуды слева ( $2258 \pm 370 \text{ мкВ}$ ) ( $p < 0,05$ ) и справа ( $2949 \pm 370 \text{ мкВ}$ ) ( $p < 0,05$ ) соответственно (Таблица 6).

Однако особенности биоэлектрической активности прямых мышц спины (Таблица 7) значительно отличались от контрольной группы. В группе студентов с ОВЗ было зарегистрировано увеличение максимальной ( $9180 \pm 990 \text{ мкВ}$ ) амплитуды ( $p < 0,05$ ), средняя амплитуда при этом была выше контрольных значений ( $227 \pm 25 \text{ мкВ}$ ) в группе студентов с ОВЗ ( $1347 \pm 175 \text{ мкВ}$ ) ( $p < 0,05$ ). Средняя частота, однако, была значительно снижена в группе студентов с ОВЗ ( $1154 \pm 142 \text{ Гц}$ ) ( $p < 0,05$ ), как и величина амплитудно-частотного показателя (Таблица 7).

Таким образом, отличие динамического стереотипа ходьбы у студентов с ОВЗ, по данным электромиографического анализа, состоит в том, что наибольшим изменениям биоэлектрической активности подвержены именно двуглавые мышцы голени. При этом у студентов с ОВЗ наблюдалось значительное возрастание амплитуды осцилляций в сочетании со снижением частоты, что является гиперсинхронизацией, а также наблюдалась избыточная активность прямых мышц спины по сравнению с контрольной группой (явление синхронизации - снижение частоты при возрастании амплитуды).

Параметры биоэлектрической активности задней группы мышц бедра несколько снижались в группе студентов с ОВЗ, при этом активность передней группы мышц бедра, наоборот, возрастала.

Таким образом, динамический стереотип ходьбы у студентов с ОВЗ характеризуется избыточным вовлечением в процесс ходьбы икроножных мышц и прямых мышц спины, при этом в качестве адаптационного механизма выявлено явление гиперсинхронизации активности мышц, участвующих в процессе движения. В результате было сделано предположение, что тренировка данных групп мышц будет способствовать формированию адаптивного стереотипа и приведет к улучшению двигательной адаптации студентов с ОВЗ.

### **3.2. Характеристика биоэлектрической активности головного мозга и церебрального кровотока на фоне когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ**

#### **3.2.1. Электроэнцефалографические показатели при сочетании когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ**

В ходе электроэнцефалографического исследования была проведена оценка следующих параметров:

- средняя амплитуда спектра;
- средняя мощность спектра.

Эти показатели оценивались для альфа-, бета- и тета-диапазонов в лобных (FP), центральных (C), височных (T) и затылочных (O) областях коры головного мозга.

При выполнении когнитивного теста до физической нагрузки в контрольной группе было зарегистрировано доминирование альфа-активности в лобных отведениях. Наблюдалась функциональная асимметрия ритма с незначительным превышением средней амплитуды спектра в левом полушарии в лобном отделе в группе студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Однако в группе студентов с заболеваниями

зрительного аппарата было зафиксировано смещение максимума амплитуды спектра в левом полушарии в сторону затылочного отдела (Таблица 8).

Таблица 8 - средняя амплитуда спектра альфа-ритма во время выполнения когнитивного теста до и после физической нагрузки.

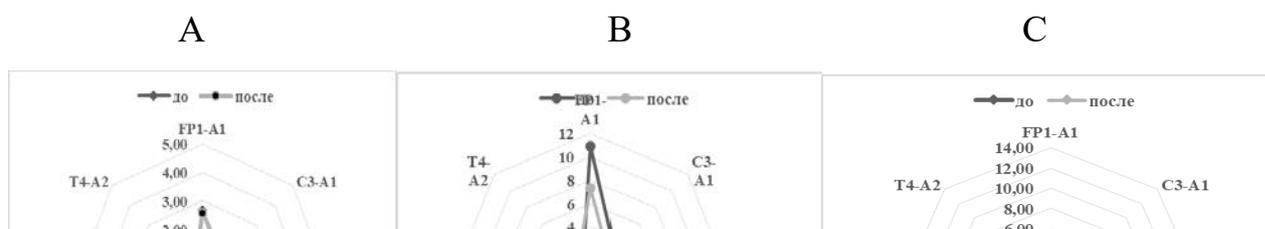
Х<sub>ср</sub> ± m мкВ/с

|        | Альфа ритм миопия |            | Альфа ритм ода |               | Альфа ритм контроль |               |
|--------|-------------------|------------|----------------|---------------|---------------------|---------------|
|        | до                | после      | до             | после         | до                  | после         |
| FP1-A1 | 1,21±0,14#        | 1,21±0,12# | 1,20 ± 0,06#   | 1,14 ± 0,17*# | 2,41 ± 0,9*#        | 2,02 ± 0,15#  |
| OC3-A1 | 0,81±0,10#        | 0,86±0,12# | 1,21 ± 0,29    | 0,92 ± 0,31*# | 1,3 ± 0,35*#        | 1,22 ± 0,22#  |
| O1-A1  | 1,29±0,15         | 1,29±0,16  | 2,04 ± 0,18#   | 2,44 ± 0,21*# | 1,29 ± 0,31#        | 1,29 ± 0,19#  |
| T3-A1  | 0,54±0,07#        | 0,60±0,07  | 0,6 ± 0,08     | 0,87 ± 0,18*  | 0,92 ± 0,1#         | 0,91 ± 0,15#  |
| FP2-A2 | 1,24±0,16#        | 1,19±0,11# | 1,21 ± 0,86#   | 1,56 ± 0,46*# | 2,41 ± 0,85#        | 1,95 ± 0,43*# |
| C4-A2  | 0,82±0,08#        | 0,89±0,10# | 1,23 ± 0,26    | 1,47 ± 0,31*# | 1,25 ± 0,29         | 1,16 ± 0,41*  |
| O2-A2  | 1,51±0,21#        | 1,39±0,13* | 1,80 ± 0,26#   | 2,44 ± 0,27*# | 1,37 ± 0,17         | 1,38 ± 0,17   |
| T4-A2  | 0,56±0,05#        | 0,62±0,05# | 0,70 ± 0,06#   | 0,92 ± 0,15*  | 1,21 ± 0,14         | 0,98 ± 0,18*  |

\* – достоверность различий до и после физической нагрузки,  $p < 0,05$   
# – достоверность различий между экспериментальной и контрольной группами,  $p < 0,05$

Кроме регистрации средней амплитуды спектра, параллельно фиксировалась мощность частотных спектров. Было показано, что в группе контроля мощность спектра альфа ритма доминирует симметрично в зоне лобного отдела коры головного мозга.

В обеих экспериментальных группах было отмечено смещение максимальной мощности спектра в сторону затылочного отдела коры больших полушарий, причем в группе с заболеваниями опорно-двигательного аппарата сдвиг был достоверно ( $p < 0,05$ ) больше, при этом стоит отметить, что в группе студентов с миопией смещение средней амплитуды спектра было в правую сторону, тогда как во второй экспериментальной группе сдвиг спектра был влево (рис. 25).



*Примечание:* А – группа с миопией; В – контрольная группа; С – группа с заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

Рисунок 25. Средняя мощность спектра альфа активности на фоне физической и когнитивной нагрузки, мкВ<sup>2</sup>/с

После выполнения физической нагрузки так же проведено исследование когнитивных функций. Было показано, что средняя амплитуда и мощность осцилляций альфа ритма, напротив, увеличивалась в группе студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата во всех отделах коры головного мозга, в отличии от группы студентов с миопией, где было зарегистрировано достоверное ( $p < 0,05$ ) уменьшение в затылочной области слева (табл. 8). В контрольной группе было отмечено снижение как амплитуды частотных спектров альфа волн, так и мощности спектра. Таким образом, было показано, что у студентов с миопией было выражено смещение амплитуды спектра в затылочную область коры больших полушарий, что, возможно связано с чрезмерным включением зрительного анализатора при выполнении тестов. Есть основания полагать, что по характеру доминирования альфа-колебаний можно судить о преобладании словесно-логического (левое полушарие) или конкретно-образного (правое полушарие) мышления.

После физической нагрузки, в состоянии утомления увеличение мощности спектра в группе студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата может свидетельствовать о чрезмерном напряжении функциональных систем после физической нагрузки. Существуют мнения о том, что в состоянии активного бодрствования (в условиях интеллектуальной

деятельности, при выполнении корректурной пробы, зрительном слежении, в процессе решения вербальных и невербальных тестовых заданий) происходит снижение амплитуды и мощности альфа-частот [21].

Полученные нами данные об изменении альфа активности при выполнении когнитивного теста до и после физической нагрузки, по всей видимости связаны с тем, что у студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата выше уровень эмоциональной устойчивости, т. е. такие студенты более адаптированы к условиям инклюзии.

Стоит отметить, что в обеих экспериментальных группах было зарегистрировано изменение амплитуды и мощности частотных спектров тета-ритма при выполнении когнитивного теста до и после физической нагрузки (табл. 9).

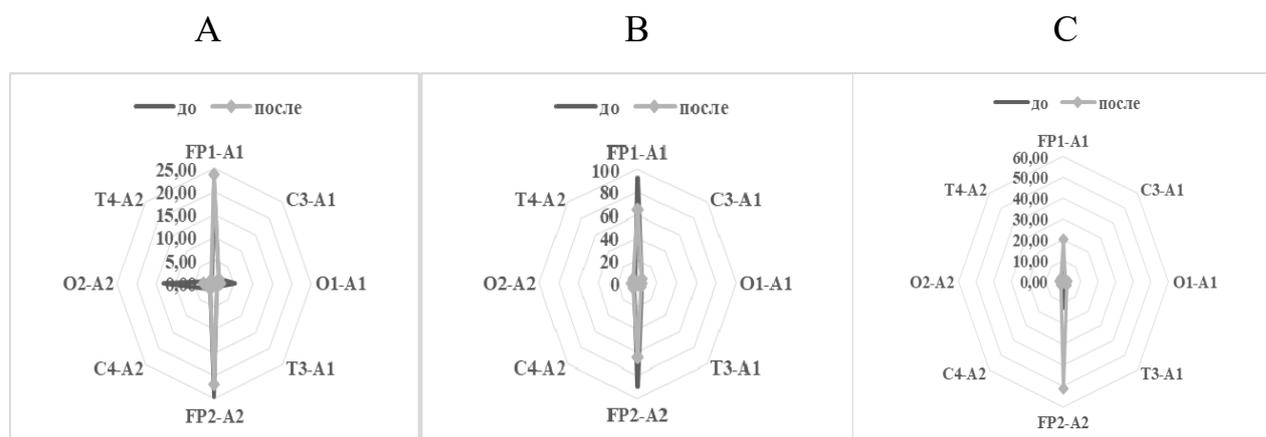
Таблица 9 - средняя амплитуда спектра тета-ритма во время выполнения когнитивного теста до и после физической нагрузки.

Хср ± m, мкВ/с

|   | Тета ритм миопия |               | Тета ритм ода |               | Тета ритм контроль |              |
|---|------------------|---------------|---------------|---------------|--------------------|--------------|
|   | до               | после         | до            | после         | до                 | после        |
| FP1-A1  | 3,07 ± 0,47#     | 3,12 ± 0,51   | 2,46 ± 0,18#  | 2,74 ± 0,50#  | 6,94 ± 1,12        | 5,88 ± 1,24* |
| C3-A1   | 1,07 ± 0,08#     | 1,09 ± 0,07#  | 1,13 ± 0,03#  | 1,04 ± 0,13#  | 1,85 ± 0,17        | 1,89 ± 0,21  |
| O1-A1   | 1,29 ± 0,33*#    | 1,09 ± 0,07*# | 1,21 ± 0,10*# | 1,33 ± 0,10*  | 1,54 ± 0,21*       | 1,37 ± 0,25* |
| T3-A1   | 0,74 ± 0,06#     | 0,84 ± 0,06#  | 0,63 ± 0,01*# | 1,11 ± 0,47*# | 1,44 ± 0,14        | 1,49 ± 0,19  |
| FP2-A2  | 3,22 ± 0,50*#    | 3,02 ± 0,46*# | 2,52 ± 0,18*# | 2,92 ± 3,88*# | 6,88 ± 0,75*       | 5,88 ± 0,90* |
| C4-A2   | 1,06 ± 0,07#     | 1,07 ± 0,09#  | 1,12 ± 0,11#  | 1,20 ± 0,17#  | 1,76 ± 0,31*       | 1,87 ± 0,24* |
| O2-A2   | 1,93 ± 0,56*#    | 1,26 ± 0,21*# | 1,17 ± 0,16*# | 1,37 ± 0,28*# | 1,68 ± 0,24        | 1,63 ± 0,24  |
| T4-A2   | 0,74 ± 0,06#     | 0,82 ± 0,06   | 0,72 ± 0,07*# | 1,04 ± 0,40*# | 1,21 ± 0,22*       | 1,74 ± 0,15* |
| * – достоверность различий до и после физической нагрузки, $p < 0,05$                 |                  |               |               |               |                    |              |
| # – достоверность различий между экспериментальной и контрольной группами, $p < 0,05$ |                  |               |               |               |                    |              |

При выполнении когнитивного теста до физической нагрузки во всех исследуемых группах было зарегистрировано доминирование тета-диапазона в лобных отведениях, при этом в группе студентов с миопией наблюдалась небольшая функциональная асимметрия амплитуды спектра вправо в затылочном отделе коры головного мозга (Таблица 9).

При анализе мощности частотных спектров тета-ритма в контрольной группе и группе студентов с миопией был выявлен резкий симметричный сдвиг спектра во фронтальную область, причем у студентов с нарушениями зрения было зафиксировано смещение спектра в затылочную области справа. В группе с нарушениями опорно-двигательного аппарата был также сдвиг спектра во фронтальной области, но с меньшей амплитудой, чем в двух других группах (рис. 26).



Примечание. А – группа с миопией; В – контрольная группа; С – группа с заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

Рисунок 26. Средняя мощность спектра тета-активности на фоне физической и когнитивной нагрузки, мкВ<sup>2</sup>/с

После физической нагрузки результаты когнитивного теста изменились. Достоверный ( $p < 0,05$ ) тотальный прирост амплитуды и мощности тета-ритма был получен в группе студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата, в группе с студентами с миопией наблюдалось несимметричное снижение амплитуды и мощности спектра тета-ритма, более выраженное в правом отделе коры головного мозга. В группе контроля сохранялся сдвиг спектра во фронтальную область, но с меньшей амплитудой и мощностью, чем до физической нагрузки (табл. 9, рис. 26).

Вопрос о функциональном значении тета-ритма до сегодняшнего дня остается предметом дискуссий. Однако существуют факты, позволяющие рассматривать этот ритм как показатель состояния психофизиологической направленности человека, индикатор эмоционального возбуждения, «ритм

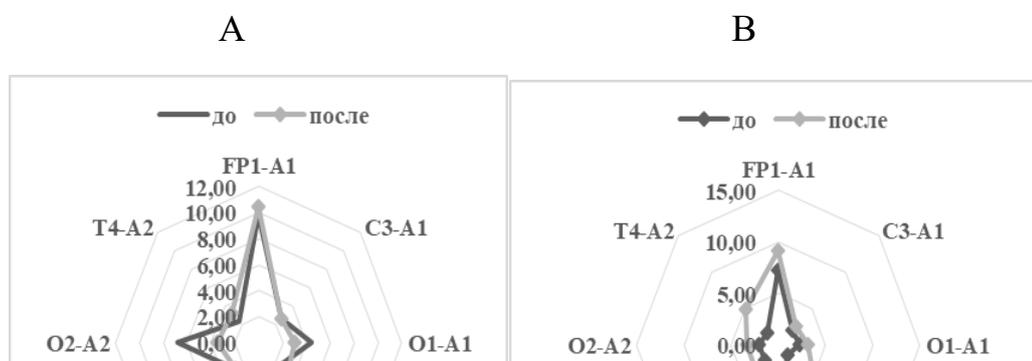
напряжения». Полученные нами результаты, соотнесенные с изложенными данными литературы, позволяют высказать предположение, что изменение показателей активности тета-ритма при переходе от состояния покоя к выполнению когнитивного теста до и после физической нагрузки в группах с различными заболеваниями отражает функциональное состояние корковых и подкорковых структур, которые непосредственно связаны с обеспечением оптимальной деятельности в созданных условиях.

Так, показано, что студенты с заболеваниями опорно-двигательного аппарата больше подвержены утомлению как умственному, так и физическому.

Полученные результаты исследования свидетельствуют о том, что от характера заболевания зависит влияние кратковременных физических нагрузок на показатели когнитивной деятельности, это влияние реализуется через механизмы формирования специфических паттернов биоэлектрической активности коры головного мозга.

Амплитудная характеристика спектра дельта-ритма имела ряд особенностей. Данные ЭЭГ при выполнении когнитивного теста до физической нагрузки характеризуются резким увеличением мощности и амплитуды спектра в экспериментальных группах студентов во фронтальной области, причем достоверно ( $p < 0,05$ ) большим в группе студентов с миопией.

После выполнения физической нагрузки, было зарегистрировано увеличение ( $p < 0,05$ ) амплитуды и мощности дельта-волн во всех отделах коры головного мозга в группе студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Во второй группе амплитуда снижалась, в большей степени в затылочной области обеих полушарий. При этом мощность частотных спектров дельта-волн достоверно увеличивалась симметрично в лобной области и резко снижалась в затылочной (рис. 27).



*Примечание.* А – группа с миопией, В – группа с заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

Рисунок 27. Средняя амплитуда спектра дельта активности на фоне физической и когнитивной нагрузки обеих групп, мкВ<sup>2</sup>/с

При выполнении когнитивного теста до физической нагрузки в группе контроля зарегистрировано доминирование низкочастотного бета-ритма в лобных отведениях и затылочном отведении в правом полушарии.

В группе студентов с заболеваниями зрительного аппарата наблюдалось небольшое повышение амплитуды в затылочной области, преимущественно справа, тогда как во второй экспериментальной группе было зафиксировано симметричное увеличение амплитуды спектра в лобной области коры головного мозга (табл. 10).

В состоянии относительного покоя большая средняя мощность спектра низкочастотного бета-ритма в обеих группах концентрируется в лобных отделах и затылочных. Во время выполнения когнитивного теста до физической нагрузки в лобном отделе наблюдается значительное превышение средней мощности спектра в правом полушарии в контрольной группе. В затылочном отделе средняя мощность спектра ритма больше в правом полушарии в группе с нарушениями зрения.

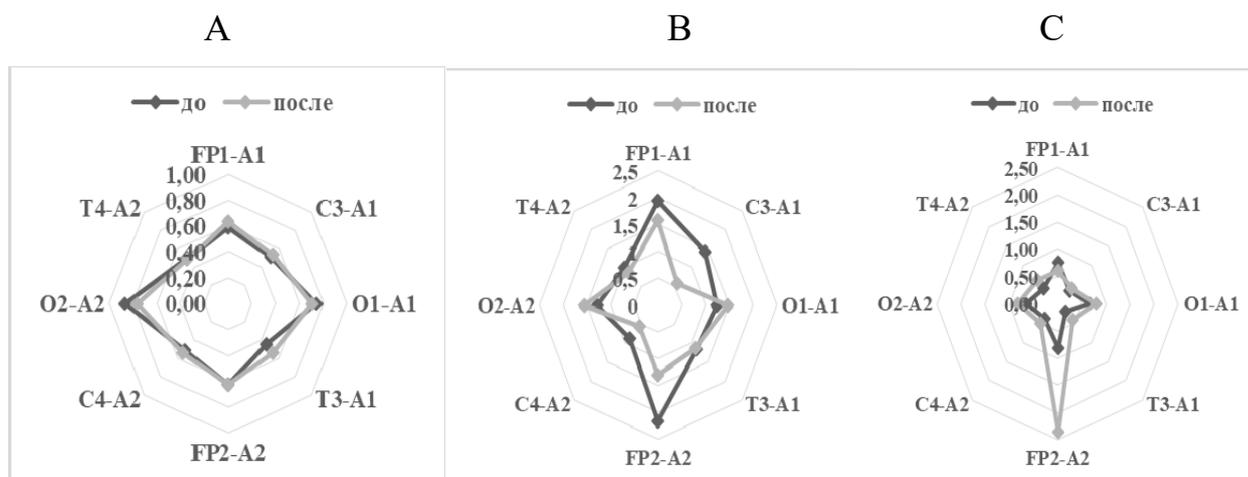
При проведении когнитивного теста после физической нагрузки были выявлены значительные различия между двумя группами. В отличии от амплитуды альфа-, тета- и дельта- ритма, значения осцилляций амплитуды низкочастотного бета-ритма, значительно меньше.

Таблица 10 - Средняя амплитуда спектра низкочастотного бета-ритма во время выполнения когнитивного теста до и после физической нагрузки, (мкВ/с)

Хср ± m, мкВ/с

|        | Низкочастотный бета ритм миопия |               | Низкочастотный бета ритм ода |               | Низкочастотный бета ритм контроль |              |
|--------|---------------------------------|---------------|------------------------------|---------------|-----------------------------------|--------------|
|        | до                              | после         | до                           | после         | до                                | после        |
|        | FP1-A1                          | 0,59 ± 0,05#  | 0,63 ± 0,04#                 | 0,72 ± 0,16*# | 0,61 ± 0,15*#                     | 1,11 ± 0,12  |
| C3-A1  | 0,50 ± 0,05#                    | 0,54 ± 0,05#  | 0,50 ± 0,01#                 | 0,51 ± 0,01#  | 0,9 ± 0,1*                        | 0,78 ± 0,19* |
| O1-A1  | 0,74 ± 0,09                     | 0,71 ± 0,08#  | 0,71 ± 0,04                  | 0,78 ± 0,01#  | 0,79 ± 0,11*                      | 0,96 ± 0,19* |
| T3-A1  | 0,45 ± 0,05*#                   | 0,54 ± 0,04*# | 0,40 ± 0,07*#                | 0,51 ± 0,15*# | 0,85 ± 0,08                       | 0,88 ± 0,1   |
| FP2-A2 | 0,62 ± 0,06#                    | 0,63 ± 0,03#  | 0,73 ± 0,16*#                | 0,86 ± 0,08*# | 1,19 ± 0,18*                      | 0,97 ± 0,05* |
| C4-A2  | 0,51 ± 0,05#                    | 0,53 ± 0,05#  | 0,54 ± 0,02#                 | 0,62 ± 0,03#  | 0,78 ± 0,12                       | 0,74 ± 0,12  |
| O2-A2  | 0,87 ± 0,12*#                   | 0,77 ± 0,08*# | 0,69 ± 0,08*#                | 0,79 ± 0,08*# | 0,96 ± 0,06                       | 1,03 ± 0,1   |
| T4-A2  | 0,49 ± 0,05#                    | 0,48 ± 0,03#  | 0,54 ± 0,11#                 | 0,62 ± 0,14#  | 0,81 ± 0,07                       | 0,76 ± 0,09  |

\* – достоверность различий до и после физической нагрузки,  $p < 0,05$   
 # – достоверность различий между экспериментальной и контрольной группами,  $p < 0,05$



Примечание. А – группа с миопией; В – контрольная группа; С – группа с заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

Рисунок 28. Средняя мощность спектра низкочастотной бета-активности на фоне физической и когнитивной нагрузки, мкВ²/с

Так, в группе студентов с миопией было зарегистрировано небольшое снижение амплитуды и мощности ритма в затылочной области справа и увеличение в теменной слева. Во второй группе было отмечено увеличение амплитуды низкочастотного бета-ритма в передних отделах коры головного

мозга и в затылочной области справа. При этом было зарегистрировано тотальное увеличение мощности спектра низкочастотного бета-ритма (рис. 28)

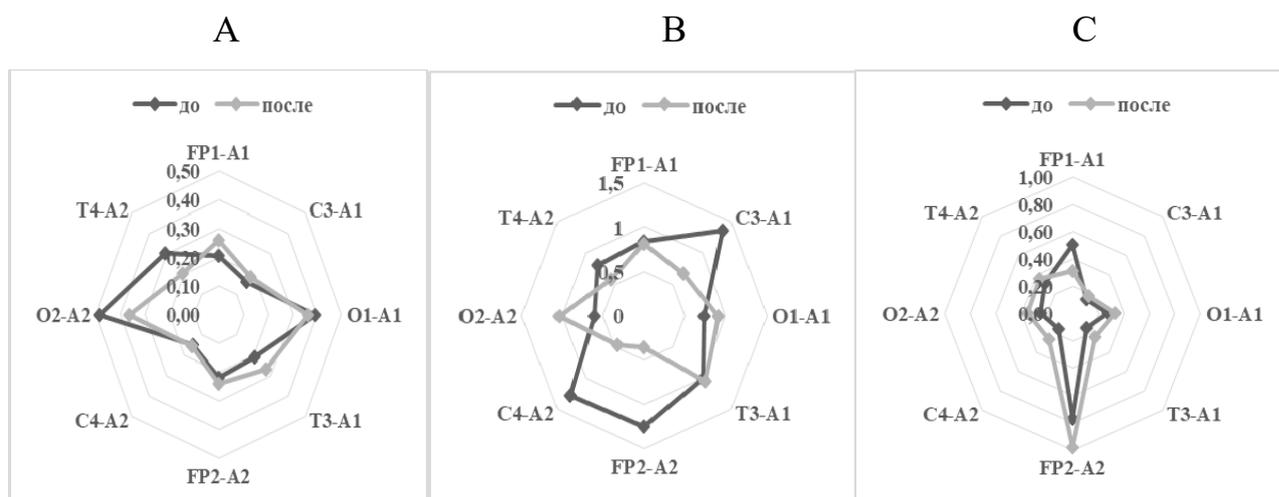
При анализе высокочастотного бета- ритма на ЭЭГ при выполнении когнитивного теста до физической нагрузки во всех группах величина амплитуды спектра распределена относительно равномерно, но в группе контроля величина амплитуды спектра достоверно превышает показатели экспериментальной группы (табл. 11).

Таблица 11 - средняя амплитуда спектра высокочастотного бета-ритма во время выполнения когнитивного теста до и после физической нагрузки.

Хср ± m, мкВ/с

|   | Высокочастотный бета ритм<br>миопия |              | Высокочастотный бета ритм<br>ода |              | Высокочастотный бета ритм<br>контроль |              |
|---|-------------------------------------|--------------|----------------------------------|--------------|---------------------------------------|--------------|
|   | до                                  | после        | до                               | после        | до                                    | после        |
| FP1-A1  | 0,38 ± 0,02#                        | 0,41 ± 0,01# | 0,54 ± 0,18#                     | 0,42 ± 0,19# | 0,74 ± 0,07                           | 0,73 ± 0,07  |
| C3-A1   | 0,33 ± 0,03#                        | 0,35 ± 0,03# | 0,32 ± 0,01#                     | 0,33 ± 0,03# | 0,78 ± 0,09                           | 0,61 ± 0,07  |
| O1-A1   | 0,49 ± 0,05#                        | 0,47 ± 0,05# | 0,42 ± 0,01#                     | 0,47 ± 0,03# | 0,59 ± 0,02                           | 0,66 ± 0,09  |
| T3-A1   | 0,36 ± 0,05#                        | 0,43 ± 0,03# | 0,31 ± 0,06#                     | 0,36 ± 0,12# | 0,81 ± 0,08                           | 0,83 ± 0,08  |
| FP2-A2  | 0,39 ± 0,02#                        | 0,40 ± 0,01# | 0,62 ± 0,21#                     | 0,62 ± 0,15# | 0,85 ± 0,07*                          | 0,63 ± 0,07* |
| C4-A2   | 0,32 ± 0,02#                        | 0,32 ± 0,02# | 0,32 ± 0,02#                     | 0,40 ± 0,07# | 0,59 ± 0,07                           | 0,52 ± 0,06  |
| O2-A2   | 0,54 ± 0,07                         | 0,48 ± 0,04# | 0,40 ± 0,03#                     | 0,47 ± 0,05# | 0,63 ± 0,04*                          | 0,78 ± 0,07* |
| T4-A2   | 0,42 ± 0,07#                        | 0,37 ± 0,03# | 0,43 ± 0,12#                     | 0,45 ± 0,14# | 0,7 ± 0,05                            | 0,63 ± 0,09  |
| * – достоверность различий до и после физической нагрузки, $p < 0,05$                 |                                     |              |                                  |              |                                       |              |
| # – достоверность различий между экспериментальной и контрольной группами, $p < 0,05$ |                                     |              |                                  |              |                                       |              |

Показатели мощности высокочастотного бета-спектра до физической нагрузки, в целом, аналогичны параметрам амплитуды спектра. Но в группе студентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата регистрировалось увеличение показателя в затылочной области справа (рис. 29).



*Примечание.* А – группа с миопией; В – контрольная группа; С – группа с заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

Рисунок 29. Средняя мощность спектра высокочастотной бета активности на фоне физической и когнитивной нагрузки обеих групп, мкВ<sup>2</sup>/с

После физической нагрузки данные ЭЭГ при выполнении когнитивного теста изменились: мощность спектра бета-ритма выросла во всех зонах коры головного мозга. Однако в группе с заболеваниями зрительного аппарата было достоверное снижение частоты мощности спектра бета-активности в затылочной области слева и справа (рис. 29).

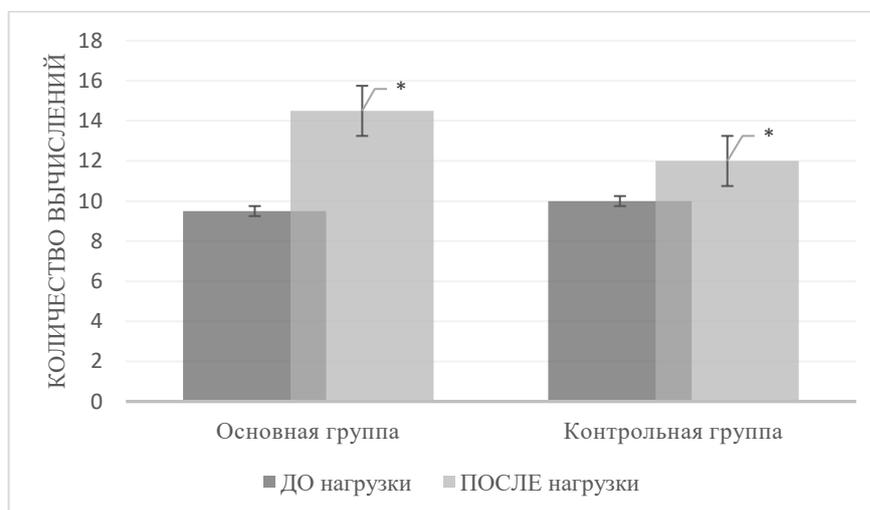
Сейчас изменение амплитудных и частотных характеристик бета-диапазона является предметом дискуссии. Например, в работах G. Dolce и H. Waldeier (1974) указывается на то, что повышение уровня активации мозга при решении арифметических задач, при чтении текста и просто при открывании глаз связано с ростом мощности бета-частот. По результатам исследований показано, что студенты с заболеваниями опорно-двигательного аппарата более эмоциональны. Полученные нами характеристики бета-активности могут быть связаны с различной степенью активации нервных центров при выполнении физических упражнений в разных группах и отражать уровень адаптационного потенциала, степень эмоциональной стабильности устойчивости к стрессовым ситуациям.

### 3.2.2. Реографические характеристики при сочетании когнитивной и физической нагрузки у студентов с ОВЗ

Всем испытуемым в качестве когнитивной нагрузки был предложен математический тест со счетом до и после физической нагрузки. Оценивалось количество вычислений за 1 мин. Результаты представлены на рисунке 30. До выполнения физической нагрузки в основной группе в среднем количество вычислений за 1 минуту составило 9,5, при этом данный показатель статистически достоверно ниже, чем после физической нагрузки ( $p < 0,05$ ), где было зафиксировано в среднем 13,6 вычислений, что на 43% выше показателя до нагрузки в группе студентов с ОВЗ.

В контрольной группе количество вычислений после физической нагрузки увеличилось на 20%.

В целом можно отметить, что во всех группах после физической нагрузки произошло статистически достоверное увеличение количества вычислений в сравнении с показателем до нагрузки (рисунок 30).



\* статистически значимые различия относительно когнитивного теста до нагрузки;

Рисунок 30 – Результаты математического теста;

Таблица 12 – Показатели церебральной гемодинамики в группе студентов с ОВЗ и в группе контроля в каротидном бассейне.

| Показатель | Отведение        | Когнитивный тест до нагрузки  | Когнитивный тест после нагрузки | Когнитивный тест до нагрузки | Когнитивный тест после нагрузки |
|------------|------------------|-------------------------------|---------------------------------|------------------------------|---------------------------------|
|            |                  | <i>Группа студентов с ОВЗ</i> |                                 | <i>Контрольная группа</i>    |                                 |
| РИ [б/р]   | <b>FM</b> левое  | 1,27 (1,08; 1,38)             | 1,69* (1,17; 1,75)              | 0,96 (0,92;1,09)             | 1,00 (0,97;1,21)                |
|            | <b>FM</b> правое | 1,31 (1,18; 1,51)             | 1,55* (1,20; 1,83)              | 0,77 (0,69;0,79)             | 1,07 (0,88;1,13)                |
| МУ [%]     | <b>FM</b> левое  | 14,5 (14,0; 23,0)             | 17,5* (16,0; 21,0)              | 17,0 (16,0;17,0)             | 17,0 (16,0;18,0)                |
|            | <b>FM</b> правое | 14,5 (12,0; 20,0)             | 18,0* (15,0; 20,0)              | 15,0 (15,0;17,0)             | 15,0 (14,0;16,0)                |
| ВО [%]     | <b>FM</b> левое  | 33,5 (15,0; 36,0)             | 35,0 (33,0; 68,0)               | 31,0 (12,0;40,0)             | 29,0 (21,0;53,0)                |
|            | <b>FM</b> правое | 31,5 (26,0; 49,0)             | 33,5 (30,0; 64,0)               | 33,0 (24,0;33,0)             | 27,0 (23,0;32,0)                |
| ДКИ        | <b>FM</b> левое  | 0,46 (0,32; 0,58)             | 0,50 (0,45; 0,57)               | 0,41 (0,37;0,49)             | 0,53* (0,45;0,55)               |
|            | <b>FM</b> правое | 0,5 (0,28; 0,6)               | 0,4* (0,35; 0,41)               | 0,61 (0,56;0,71)             | 0,38* (0,33;0,44)               |
| ДСИ        | <b>FM</b> левое  | 0,57 (0,32; 0,69)             | 0,54 (0,49; 0,64)               | 0,57 (0,43;0,62)             | 0,63* (0,59;0,71)               |
|            | <b>FM</b> правое | 0,54 (0,29; 0,79)             | 0,45* (0,4; 0,51)               | 0,86 (0,79;0,90)             | 0,58* (0,56;0,60)               |

*Примечание:* \* статистически значимые различия относительно когнитивного теста до нагрузки;

Гипотеза о значимости различий принимается при условии  $p < 0,05$ .

*Здесь и далее в таблице:*

FM – фронто-мастоидальное отведение;

ОМ – окципито-мастоидальное отведение;

РИ – реографический индекс;

МУ – модуль упругости;

ВО – венозный отток;

ДКИ – дикротический индекс;

ДСИ – диастолический индекс.

Таблица 13 – Показатели церебральной гемодинамики в группе студентов с ОВЗ и в группе контроля в бассейне позвоночных артерий.

| Показатель | Отведение | Когнитивный тест до нагрузки  | Когнитивный тест после нагрузки | Когнитивный тест до нагрузки | Когнитивный тест после нагрузки |
|------------|-----------|-------------------------------|---------------------------------|------------------------------|---------------------------------|
|            |           | <i>Группа студентов с ОВЗ</i> |                                 | <i>Контрольная группа</i>    |                                 |
| РИ [б/р]   | ОМ левое  | 1,14 (1,0; 1,87)              | 1,08 (0,88; 1, 42)              | 0,73 (0,60;0,77)             | 0,86* (0,47;1,08)               |
|            | ОМ правое | 0,95 (0,69; 1,04)             | 1,08* (0,96; 1,33)              | 0,53 (0,52;0,56)             | 0,63 (0,60;1,42)                |
| МУ [%]     | ОМ левое  | 13,0 (13,0; 15,0)             | 14,0 (13,0; 15,0)               | 13,0 (13,0;14,0)             | 13,0 (13,0;15,0)                |
|            | ОМ правое | 13,5 (11,0; 16,0)             | 13,5 (13,0; 15,0)               | 13,0 (12,0;15,0)             | 12,0 (12,0;14,0)                |
| ВО [%]     | ОМ левое  | 36,0 (8,0; 43,0)              | 41,0 (36,0; 62,0)               | 20,0 (19,0;23,0)             | 35,0* (33,0;48,0)               |
|            | ОМ правое | 35,5 (20,0; 54,0)             | 44,0* (43,0; 56,0)              | 36,0 (35,0;46,0)             | 46,0* (36,0;60,0)               |
| ДКИ        | ОМ левое  | 0,51 (0,20; 0,55)             | 0,42* (0,22; 0,54)              | 0,52 (0,36;0,69)             | 0,29 (0,22;0,55)                |
|            | ОМ правое | 0,4 (0,35; 0,47)              | 0,45 (0,2; 0,5)                 | 0,50 (0,39;0,60)             | 0,42* (0,34;0,46)               |
| ДСИ        | ОМ левое  | 0,61 (0,45; 0,65)             | 0,55 (0,52; 0,58)               | 0,68 (0,66;0,73)             | 0,66 (0,66;0,67)                |
|            | ОМ правое | 0,59 (0,54; 0,69)             | 0,54 (0,51; 0,58)               | 0,67 (0,67;0,86)             | 0,56* (0,56;0,61)               |

*Примечание:* \* статистически значимые различия относительно когнитивного теста до нагрузки;

Гипотеза о значимости различий принимается при условии  $p < 0,05$ .

В основной группе при выполнении теста со счетом после физической нагрузки выявлены изменения ряда показателей РЭГ относительно показателей до нагрузки, снятой в положении сидя непосредственно сразу после физической нагрузки (Таблица 12). Произошло увеличение показателей РИ в каротидном бассейне (FM отведении слева и права на 18% и 33% соответственно ( $p < 0,05$ )). Также увеличились показатели МУ в каротидном бассейне фронто-мастоидальном отведении на 20% слева и на 24% справа, что говорит об эластичности сосудов обследуемой зоны ( $p < 0,05$ ). В тоже время в вертебробразильярном бассейне этот показатель остался без изменений в ОМ отведении справа и незначительно увеличился в ОМ отведении слева. Следует отметить, что при выполнении когнитивного теста незначительно возрос венозный отток в каротидном по сравнению с показателем до нагрузки.

ВО увеличился на 4% и 6% справа и слева соответственно. По показателям, характеризующим состояние тонуса на уровне мелких сосудов (артериол), отмечены разнонаправленные реакции справа и слева в каротидном бассейне. Дикротический индекс снизился справа на 20%, слева произошло увеличение на 8% ( $p < 0,05$ ). Увеличение показателя свидетельствует о повышении периферического сосудистого сопротивления. Показатель, характеризующий состояние оттока крови (ДСИ), снизился в левой области на 6%, в правой области на 17% ( $p < 0,05$ ).

В бассейне позвоночных артерий (Таблица 13) у студентов с ОВЗ при выполнении когнитивного теста после нагрузки отмечено увеличение РИ на 13% справа и снижение на 6% слева ( $p < 0,05$ ). Венозный отток увеличился слева на 13%, справа на 23% ( $p < 0,05$ ). По показателям, характеризующим соотношение притока крови, отмечены разнонаправленные реакции справа и слева в вертебробазиллярном бассейне. ДКИ снизился слева на 18%, справа произошло увеличение на 12% ( $p < 0,05$ ). ДСИ снизился в левой области на 10%, в правой на 9%.

Таким образом, в группе студентов с ограничением возможности здоровья реакции, за исключением венозного оттока, в каротидном бассейне при когнитивной нагрузке более выражены, чем в бассейне позвоночных артерий.

В контрольной группе при выполнении когнитивного теста со счетом в каротидном бассейне (Таблица 14) отмечены разнонаправленные реакции тонуса мелких сосудов – артериол и венул, а именно ДКИ снизился справа на 38% и увеличился слева на 29%, ДСИ слева увеличился на 10%, справа снизился на 33% ( $p < 0,05$ ). Наблюдается снижение венозного оттока слева и справа на 7% и 19% соответственно. В показателях тонуса крупных и средних артерий (МУ) во фронто-мастоидальном отведении справа и слева изменений не выявлено. Реографический индекс незначительно увеличился, слева на 4%, справа на 11%.

В бассейне позвоночных артерий у группы контроля наблюдается увеличение показателей РИ и значительное увеличение венозного оттока в левой области (на 75%). Справа венозный отток увеличен на 27%. Выявлено снижение показателей тонуса мелких сосудов – артериол и венул. ДКИ слева снижено на 45%, справа на 16% ( $p < 0,05$ ). ДСИ слева на 3%, справа на 17% ( $p < 0,05$ ). Модуль упругости слева без изменений, справа снижен на 8%.

Таблица 14 – Изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки относительно показателей до нагрузки в каротидном бассейне.

| Показатель | Отведение | Изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки относительно показателей до нагрузки | Изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки относительно показателей до нагрузки |
|------------|-----------|--|--|
|            |           | <i>Группа студентов с ОВЗ</i>  | <i>Контрольная группа</i>  |
| РИ [б/р]   | ФМ левое  | ↑ на 33%   | ↑ на 4%  |
|            | ФМ правое | ↑ на 18%   | ↑ на 11%   |
| МУ [%]     | ФМ левое  | ↑ на 20%   | без изменений  |
|            | ФМ правое | ↑ на 24%   | без изменений  |
| ВО [%]     | ФМ левое  | ↑ на 4%  | ↓ на 7%  |
|            | ФМ правое | ↑ на 6%  | ↓ на 19%   |
| ДКИ        | ФМ левое  | ↑ на 8%  | ↑ 29%  |
|            | ФМ правое | ↓ на 20%   | ↓ 38%  |
| ДСИ        | ФМ левое  | ↓ 6%   | ↑ 10%  |
|            | ФМ правое | ↓ 17%  | ↓ 33%  |

*Примечание:*

↑ – увеличение показателя;

↓ – снижение показателя.

ФМ – фронто-мастоидальное отведение;

ОМ – окципито-мастоидальное отведение;

РИ – реографический индекс;

МУ – модуль упругости;

ВО – венозный отток;

ДКИ – дикротический индекс;

ДСИ – диастолический индекс.

Вышеперечисленные изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки в каротидном бассейне представлены в таблице 14.

Изменения мозгового кровотока во время когнитивного теста после физической нагрузки в бассейне позвоночных артерий представлены в таблице 15.

Таблица 15 – Изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки относительно показателей до нагрузки в бассейне позвоночных артерий.

| Показатель | Отведение | Изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки относительно показателей до нагрузки | Изменения церебральной гемодинамики во время когнитивного теста после физической нагрузки относительно показателей до нагрузки |
|------------|-----------|--|--|
|            |           | <i>Группа студентов с ОВЗ</i>  | <i>Контрольная группа</i>  |
| РИ [б/р]   | ОМ левое  | ↓ на 6%  | ↑ на 17%   |
|            | ОМ правое | ↑ на 13%   | ↑ на 18%   |
| МУ [%]     | ОМ левое  | ↑ на 7%  | без изменений  |
|            | ОМ правое | без изменений  | ↓ на 8%  |
| ВО [%]     | ОМ левое  | ↑ на 13%   | ↑ на 75%   |
|            | ОМ правое | ↑ на 23%   | ↑ на 27%   |
| ДКИ        | ОМ левое  | ↓ на 18%   | ↓ на 45%   |
|            | ОМ правое | ↑ на 12%   | ↓ на 16%   |
| ДСИ        | ОМ левое  | ↓ на 10%   | ↓ на 3%  |
|            | ОМ правое | ↓ на 9%  | ↓ на 17%   |

*Примечание:*

↑ – увеличение показателя;

↓ – снижение показателя.

ФМ – фронтально-мастоидальное отведение;

ОМ – окципито-мастоидальное отведение;

РИ – реографический индекс;

МУ – модуль упругости;

ВО – венозный отток;

ДКИ – дикротический индекс;

ДСИ – диастолический индекс.

Результаты исследования свидетельствуют, что после физической и когнитивной нагрузок выявлено увеличение кровенаполнения сосудов головного мозга и снижение тонуса артериол. Об увеличении перфузии головного мозга у исследуемых с ОВЗ и здоровых волонтеров после физической и когнитивной нагрузки свидетельствует значительное увеличение показателей РИ.

Подобные изменения церебрального кровотока при физических нагрузках объясняется рядом механизмов. Увеличение мозгового кровотока является важным средством удовлетворения метаболических потребностей головного мозга в процессе длительных динамических нагрузок [40, 53]. Доказано, что во время нагрузок умеренной интенсивности увеличение церебрального метаболизма происходит параллельно с увеличением кровотока внутренней сонной артерии [48] и средней мозговой артерии [40].

Повышение кровенаполнения сосудов головного мозга может также быть следствием морфологических изменений сосудистой стенки под влиянием физических нагрузок. По литературным данным выявлено, что физические нагрузки вызывают увеличение диаметра сосудов [54, 60], что обеспечивает увеличение перфузии головного мозга. При этом, ключевая роль в увеличении кровотока принадлежит мышечным механорецепторам, активация которых происходит при физических нагрузках.

### **3.3. Методы двигательной адаптации студентов с ОВЗ на основе тренировок с биологической обратной связью**

Для улучшения биомеханических характеристик локомоций у студентов с ОВЗ нами предлагается включение в стандартные занятия ЛФК в Томском политехническом университете занятия на тренажерах с биологической обратной связью (БОС) для улучшения и формирования новых двигательных навыков, позволяющих повышать двигательную активность студентов с ОВЗ

и как следствие, приводящие к более активной и успешной физической и социальной адаптации студентов.

В течении двух недель у студентов ТПУ первого курса проводится 3 занятия ЛФК. Предлагается проводить одно из занятий на тренажерах БОС.

В качестве тренажеров предлагается использовать компьютерный стабиллоанализатор с биологической обратной связью «Стабилан–01–2» (производство НПО «Нейрософт», г. Иваново, Россия). Будут использоваться реабилитационные тренажеры «Построение картинок», развивающий тренажер «Тетрис». Так же планируется использовать компьютерный комплекс для диагностики, лечения и реабилитации больных с двигательной патологией «Траст–М», будут использоваться тренажеры на основе биологической обратной связи «Мишень» и «Ралли».

- Тренажер «Построение картинок» (рис. 31):

Данная игра специально разработана для лиц, имеющих двигательные нарушения: инсульт, ДЦП, ограничение подвижности нижних конечностей после травм и переломов и т.п. Для проведения тренировки обучающегося устанавливают на стабиллоплатформу и запускают новое обследование, выбрав в списке методик – Тренажер «Построение картинок». Запись пробы проводится последовательно в два этапа – этап предварительной настройки и этап записи тренинга при выборе соответствующих команд. Так же существует дополнительная возможность синхронного наблюдения и записи физиологических каналов, имеющихся в стабиллоплатформе. Возможно включения звукового сопровождения – включения режима, при котором будут озвучиваться события в игре.

В верхней части игрового поля располагаются четыре картинки и курсор, отображающие положение ЦД тренирующегося на плоскости стабиллоплатформы. Образец картинки, которую необходимо собрать находится в нижней части панели управления (Рисунок 20). При запуске игры тренирующийся должен совместить курсор с одной из частей картинки, отклоняясь вперед с пятки на носок обеих ног. Задержав курсор на выбранной

части картинки на 1 секунду (во время которой происходит захват части картинки), следует переместить захваченную картинку в одно из положений квадрата, перемещая ЦД с носка на пятку обеих ног. За каждую правильно собранную картинку тренирующийся получает 20 очков. При неправильном положении картинки в квадрате тренирующийся получает ошибки.

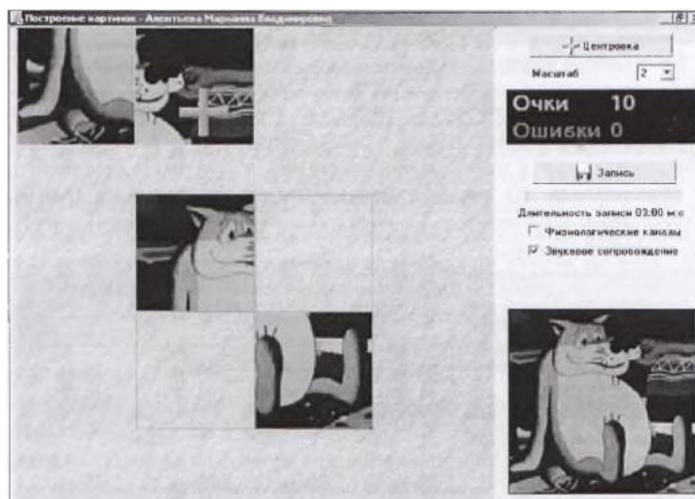


Рисунок 31 – Окно тренажера «Построение картинок»

После завершения записи сеанс тренинга завершен, и программа переходит к обработке результатов обследования. На закладке «Результаты сеанса тренинга», (рис. 32) содержится результат игры: количество набранных очков и ошибок, длительность интервала захвата и укладки, скорость на этапе захвата и укладки.

| Показатель                           | Значение   |
|--------------------------------------|------------|
| <b>Количество набранных очков</b>    | <b>303</b> |
| Количество ошибок                    | 1          |
| Длительность интервалов захвата, сек | 2,1        |
| Длительность интервалов укладки, сек | 1,81       |
| Длительность интервалов ошибок, сек  | 1,78       |
| Скорость на этапе захвата, мм/с      | 13,98      |
| Скорость на этапе укладки, мм/с      | 13,74      |
| Скорость на этапе ошибок, мм/с       | 11,22      |

Рисунок 32 – Диспетчер обработки тренажера «Построение картинок»

Уровень сложности игрового задания может меняться посредством увеличения или уменьшения масштаба. Успешность выполнения определяется по общему соотношению количества набранных очков и допущенных ошибок. Чем больше тренирующийся набирает очков, допуская при этом меньше ошибок, тем качественнее проведенная игра.

- Тренажер «Тетрис» (рис. 33):

Данная игра обучает произвольному перемещению ЦД с максимальной амплитудой в сагиттальном и фронтальном направлениях (вперед – назад, влево – вправо). Цель игры набрать максимальное количество очков. Для проведения методики тренирующегося устанавливаются на стабильную платформу и запускают новое обследование, выбрав в списке методик – Тренажер «Тетрис». Запись пробы проводится последовательно в два этапа – этап предварительной настройки и этап записи тренинга. Перед началом тренинга необходимо провести операцию центрирования, заключающуюся в совмещении центра координат стабильной платформы с ЦД тренирующегося. На экране кроме игрового поля тренирующимся показаны набранные очки и строки. Существует возможность, как и в предыдущем тренинге, вывода физиологических каналов и звукового сопровождения игры. Пункт игры «Очистить стакан» – позволяет очистить игровое поле при его полном заполнении. Пункт «Следующая фигура» – позволяет тренирующемуся увидеть следующий четырехугольник. В левой части окна находится поле игры, содержащее четырехугольник и курсор, отображающий ЦД тренирующегося на стабильную платформу.

Игровое поле состоит из прямоугольных фигур, появляющихся в верхней части экрана (Рисунок 33). При запуске игры фигура появляется в верхней части экрана. Задача обучающегося положить ее в нижнюю часть игрового поля, резко отклоняясь назад (плавное отклонение назад приводит к сбросу фигуры). В игре «Тетрис» тренирующийся имеет возможность переворачивать фигуры на 90 градусов резким отклонением вперед. Внизу игрового поля тренирующийся, перемещая фигуры из верхней части поля, должен составить

строку. За каждую выстроенную строку студент получает 10 очков. Уровень сложности игрового задания может меняться посредством увеличения или уменьшения масштаба. Успешность обучения оценивается по количеству набранных очков.

После завершения записи сеанс тренинга завершен, и программа переходит к обработке результатов обследования. На закладке Результаты сеанса тренинга (рис. 34) содержится результат игры: количество набранных очков и удаленных строк.

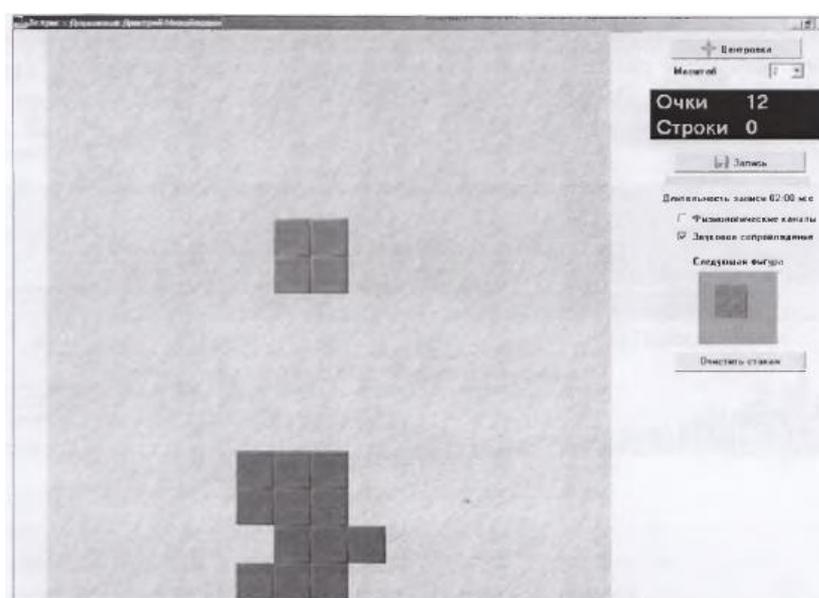


Рисунок 33 – Окно тренажера «Тетрис»

| Показатель                           | Значение   |
|--------------------------------------|------------|
| <b>Количество набранных очков</b>    | <b>498</b> |
| Количество удаленных строк           | 16         |
| Длительность интервалов укладки, сек | 1,9        |
| Скорость на этапе укладки, мм/с      | 17,11      |

Рисунок 34 – Диспетчер обработки результатов тренажера «Тетрис»

Если методы БОС компьютерного стабиланализатора отражают на экране одну общую точку центра давления всего тела пациента и ее передвижение в такт заданию, и в первую очередь направлены на усиление устойчивости

обучающегося и на укрепление голеностопных суставов, то методы «Траст–М» с помощью специальных датчиков могут отражать работу каждой конечности в отдельности и их общий результат. Можно задать тренировочное задание на одну конечность или на обе, проводить избирательную тренировку движений в коленном или тазобедренном суставах при ходьбе (тренажер «Ралли») или работу только мышц верхних конечностей (Тренажер «Мишень»).

При успешном выполнении текущей тренировки возможно увеличение датчиков до 14 штук для усложнения заданий.

Таким образом, с помощью данного прибора возможна тренировка студентов с ОВЗ по преодолению препятствий и движений при резких поворотах пути с постепенным увеличением нагрузки.

- Тренажер «Ралли» (рис. 37):

Начало работы стандартное: необходимо создать карточку обучающегося при первичном тренинге или найти в базе данных при последующем прохождении тренинга. Выбирается необходимая методика. Устанавливается один, два или более сенсоров, улавливающих работу ОДА на тренирующегося в зависимости от состояния и уровня поражения ОДА. При установке трех сенсоров, два устанавливаются на нижние или верхние конечности симметрично. Сенсор поворота головы устанавливается на голову сзади на затылок (Рисунок 35). Существует возможность посмотреть правильность установки сенсоров на трехмерной модели при выборе соответствующего пункта меню программы. Особенностью работы на данном приборе является наличие автоматического центрирования, поэтому тренирующийся не должен вставать на платформу (Рисунок 26) до загрузки игр. После установки тренирующегося на платформу нажимается команда «Запуск». На рабочем экране отражается биомеханическая модель движения тренирующегося, на втором экране (экран тренирующегося) отобразится окно с игрой и параметрами процесса тренировки (Рисунок 37). Сюжетом игры являются автомобильные гонки. Задача тренирующегося пройти как можно быстрее и

точнее заданную трассу, отклоняя ЦД тела в разные стороны, перенося ЦД с одной ноги на другую, совершая повороты суставов в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Фиксируется время и отклонение от заданной трассы.

При запуске программы тренажера происходит автоматическая центровка платформы, далее следует установка тренирующегося на платформу учитывая специальную разметку на ней. После установки, игра запускается. На рабочем экране отражаются графические параметры движения тренирующегося, на втором экране (экран тренирующегося) отобразится окно с игрой и параметрами процесса тренировки (Рисунок 38). Время задается пользователем от двух минут в начале тренинга и до 10 минут в конце череды тренировочных занятий.

После окончания тренинга, данные о нем сохраняются в базе данных «Траст–М» (Рисунок 38).

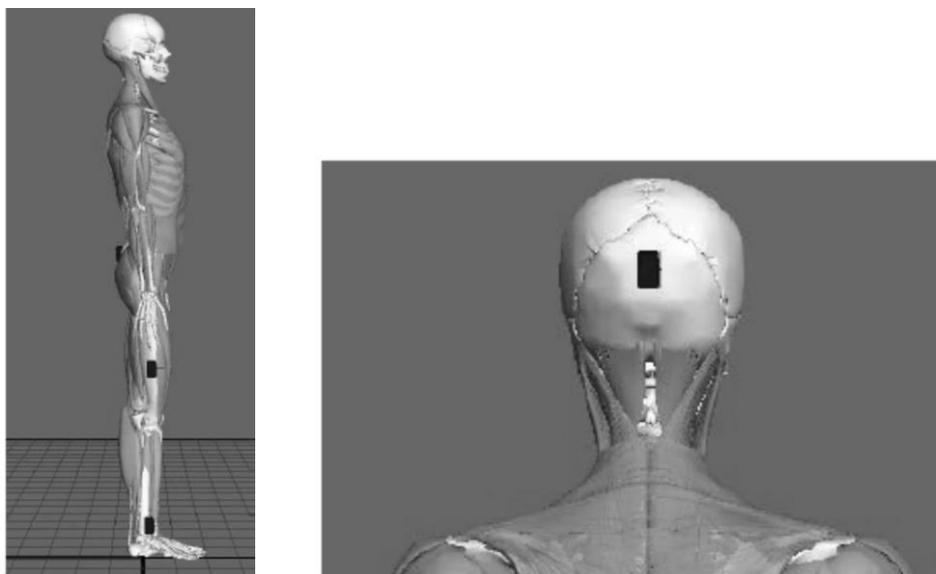


Рисунок 35 – Схема установки сенсоров

В течении 10 дней студенты занимались по 20 минут на реабилитационных БОС-тренажерах «Построение картинок» (5 минут), «Тетрис» (5 минут) на компьютерном стабиланализаторе с биологической обратной связью «Стабилан–01–2» (производство НПО «Нейрософт», г.

Иваново, Россия) и реабилитационные тренажер «Ралли» (10 минут) на компьютерном комплексе для диагностики, лечения и реабилитации больных с двигательной патологией «Траст–М».



Рисунок 36 – Вид стабилиграфической платформы комплекса «Траст–М»



Рисунок 37 – Экраны тренажера «Ралли»

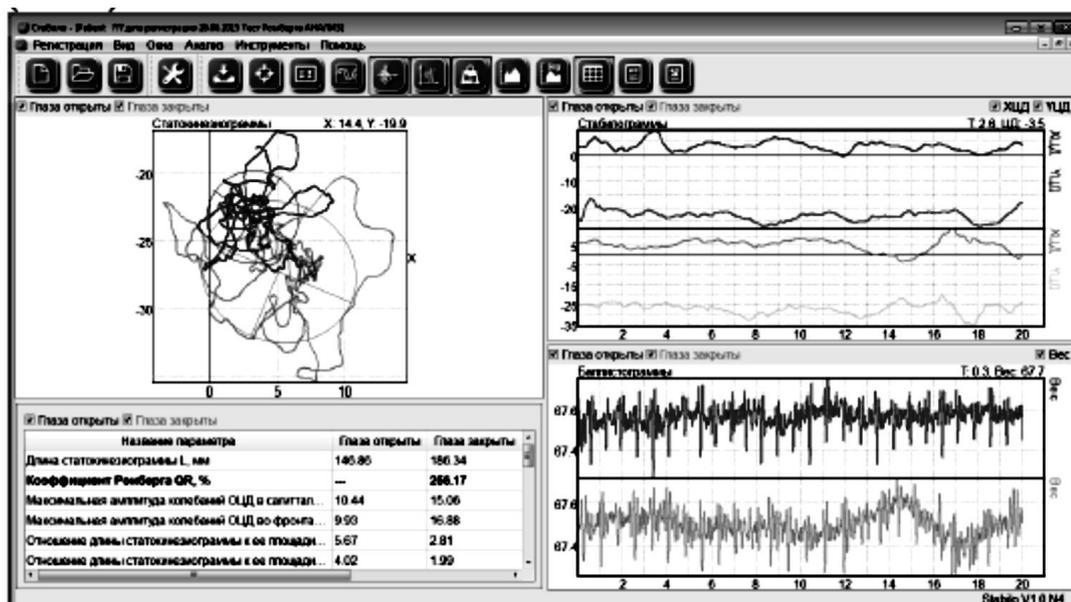
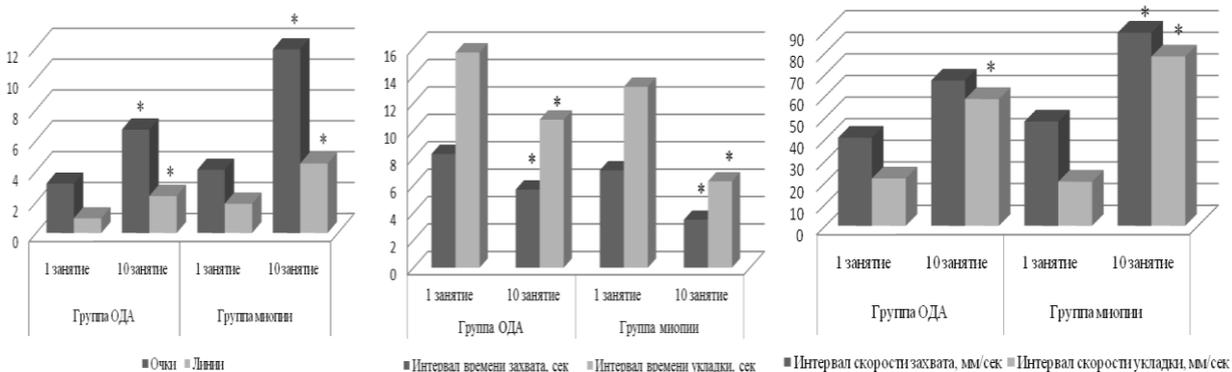


Рисунок 38 – Диспетчер обработки результатов тренажера «Ралли»

Для оценки эффективности использования данной программы до и после курса БОС-тренировок у студентов с ОВЗ были проведены тесты на анализ статодинамической устойчивости с помощью компьютерного комплекса «Траст–М». Были сделаны стабิโลграфические тесты: тест Ромберга с европейской постановкой ног с открытыми (ОГ) и закрытыми глазами (ЗГ), тест лимита стабильности и сенсорно-вестибулярный тест (рис. 39-43).

После проведения курса БОС-тренировок с использованием реабилитационного тренажера «Построение картинок» и развивающего тренажера «Тетрис» по сравнению с результатами первого занятия было зафиксировано в группе ОДА увеличение количества набранных очков на 209 %, в группе миопии – на 290 % ( $p < 0,05$ ; Рисунок 39). Количество набранных линий увеличивалось на 255 % в группе ОДА и на 293 % в группе миопии ( $p < 0,05$ ). Интервал времени захвата и времени укладки уменьшились на 31 % в группе ОДА ( $p < 0,05$ ) и на 51 и 53 %, соответственно, в группе миопии ( $p < 0,05$ ). Интервал скорости захвата цели увеличился достоверно только в группе миопии на 185 %, а интервал скорости укладки увеличился

достоверно в обеих группах – на 267 в группе ОДА и на 384 % в группе миопии.



*Примечание:* \* – достоверность различий первого и десятого занятия БОС-тренировки,  $p < 0,05$

Рисунок 39 – Стабилографические показатели выполнения реабилитационных тренажеров «Построение картинок» и «Тетрис»

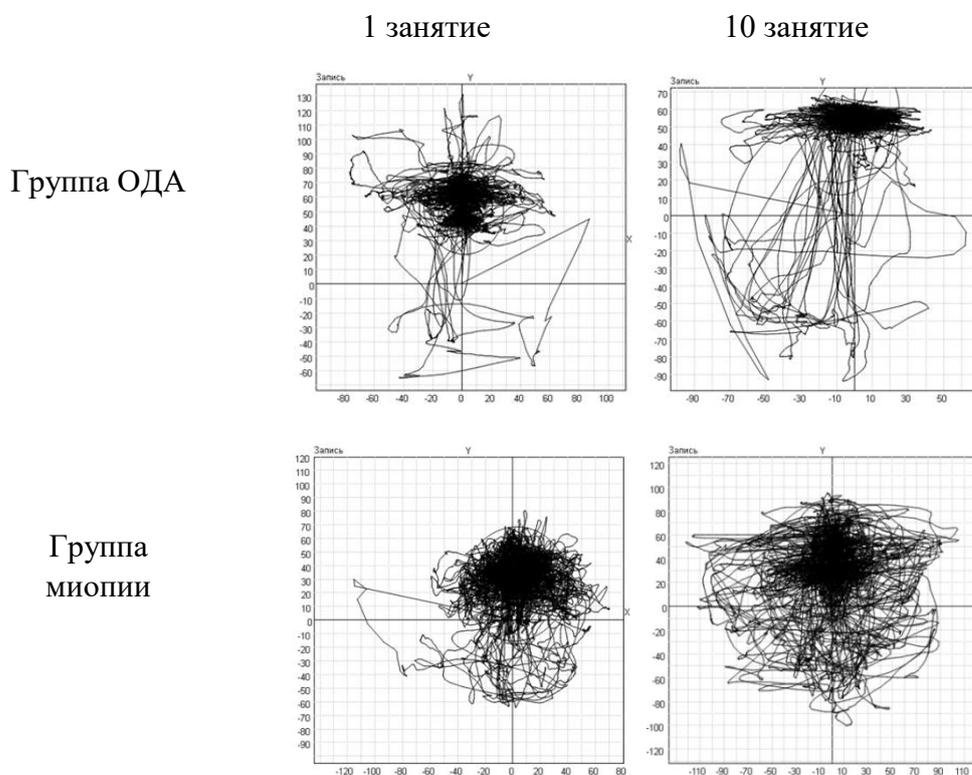
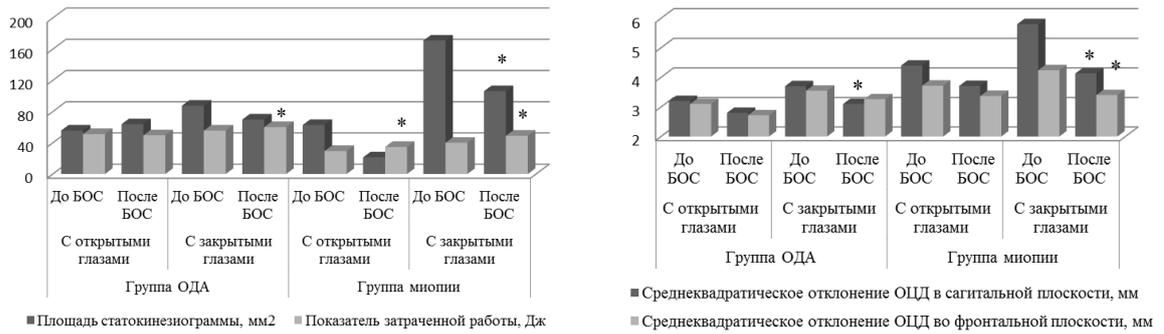
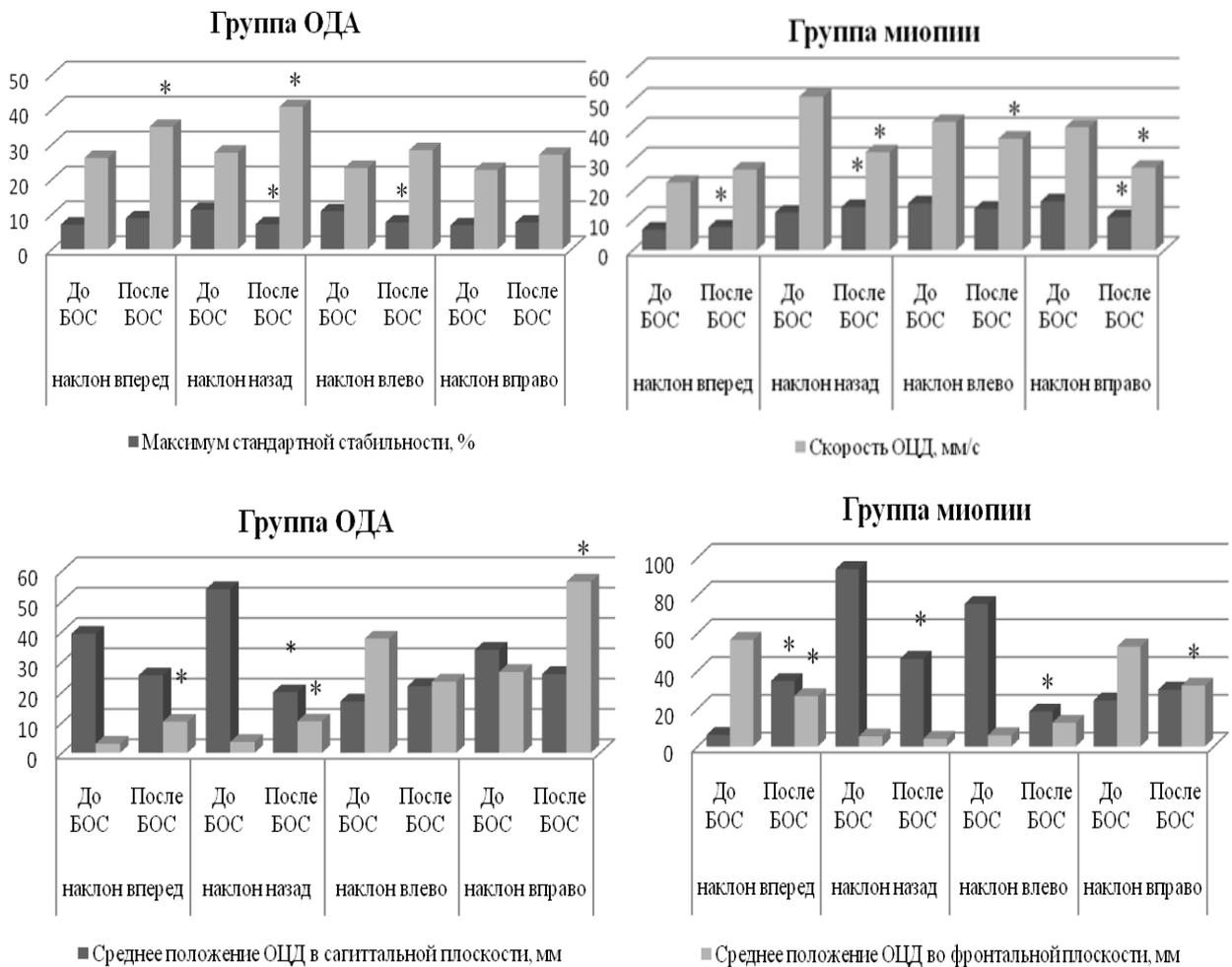


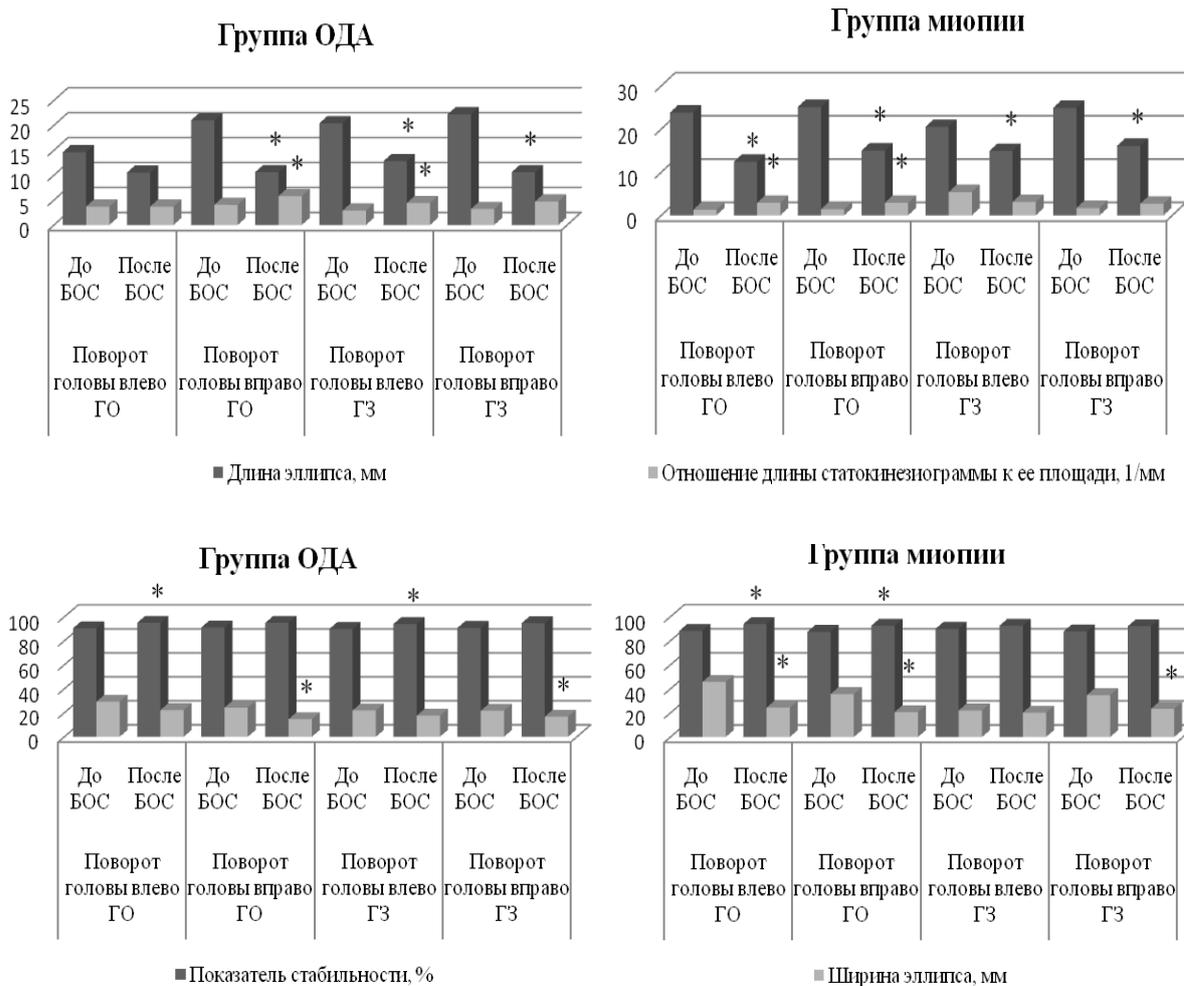
Рисунок 40 – Статокинезиограммы выполнения реабилитационного тренажера «Ралли»



*Примечание:* \* – достоверность различий до и после курса БОС-тренировки,  $p < 0,05$   
 Рисунок 41 – Стабилографические показатели выполнения теста Ромберга до и после курса БОС-тренировок



*Примечание:* \* – достоверность различий до и после курса БОС-тренировки,  $p < 0,05$ .  
 Рисунок 42 – Стабилографические показатели выполнения теста лимита стабильности до и после БОС тренировки



*Примечание:* \* – достоверность различий до и после курса БОС-тренировки,  $p < 0,05$ .

ГО – глаза открыты, ГЗ – глаза закрыты

Рисунок 43 – Стабилографические показатели выполнения сенсорно-вестибулярного теста до и после БОС тренировки

Таким образом, после прохождения курса БОС-тренировок стабилографические характеристики выполнения для анализа статодинамической устойчивости претерпели значительные изменения в обеих исследуемых группах студентов.

После прохождения курса БОС-тренировок у студентов обеих групп происходило уменьшение разброса среднего положение в сагиттальной и фронтальной плоскостях, уменьшение площади эллипса, его ширины и длины. При проведении теста Ромберга произошло уменьшение скорости ОЦД, а при выполнении теста лимита стабильности – увеличение, как компенсация резкого изменения положения тела. Большинство изменений было характерно

для сагиттальной плоскости. В тоже время, студенты стали вкладывать больше энергии в процесс удерживания равновесия. Полученные результаты свидетельствуют об улучшении статического и динамического равновесия – усиливается роль вестибулярного анализатора и уменьшается зависимость равновесия от зрительного анализатора. Большой эффект БОС-тренировок проявляется в группе миопии.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе выполнено комплексное исследование особенностей адаптации студентов с ОВЗ к условиям обучения в ВУЗе. На рисунке 44 представлена схема взаимодействия факторов, участвующих в формировании процесса адаптации.

Обнаружено, что психофизиологическое состояние студентов с ОВЗ значительно изменяется в течение учебного года: возрастает уровень тревожности, снижается уровень психического здоровья и степень социально-ролевого взаимодействия, изменяется социально-психологическая и эмоционально-деятельностная адаптивность, уровень эмоционального тонуса и психоэмоционального напряжения. Особенности вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в ответ на нагрузку и способность к адаптации к концу учебного года у студентов изменяются в сторону увеличения влияния симпатического отдела вегетативной нервной системы, что приводит к ухудшению адаптации к физическим и когнитивным нагрузкам.

Мы предполагаем, что важным фактором, способствующим нарушению физиологической адаптации у студентов с ОВЗ, являются нарушения в построении динамического стереотипа ходьбы у студентов с ОВЗ (рис. 44). У студентов с нарушением ОДА наблюдается увеличение длительности цикла шага, увеличение амплитуды ротации в суставах, а также высокая подвижность стопы в сочетании с выраженными колебаниями центра тяжести в вертикальной плоскости. При этом у студентов с нарушениями зрения выявлено меньшее изменение длительности цикла шага, однако есть выраженные колебания центра тяжести относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей при ходьбе, притом, что амплитуда приведения и отведения в тазобедренном и коленном суставах у них значительно выше в сочетании с повышением уровня ротации коленного сустава и амплитуды супинации в точке голеностопного сустава, что является факторами,

ухудшающими управление звеньями тела, задействованными в процессе ходьбы.

Мы обнаружили, что на фоне сочетания физической и когнитивной нагрузки происходит перестройка параметров ЭЭГ, которая затрагивает все диапазоны активности. При выполнении когнитивных задач на фоне физической нагрузки увеличивается бета- и тета-активность, последняя наиболее выражена в лобных частях правого и левого полушария. После физической нагрузки у студентов контрольной группы и группы с миопией активность альфа-ритма снижается, а в группе с нарушением ОДА, наоборот, возрастает. Умеренные физические нагрузки положительно влияют на эффективность решения когнитивных задач и увеличивают концентрацию внимания у студентов с ОВЗ.

После физической и когнитивной нагрузок происходит увеличение кровенаполнения сосудов головного мозга и снижение тонуса артериол. Об увеличении перфузии головного мозга у студентов с ОВЗ после физической и когнитивной нагрузки свидетельствует значительное увеличение показателей РИ по сравнению с контрольной группой.

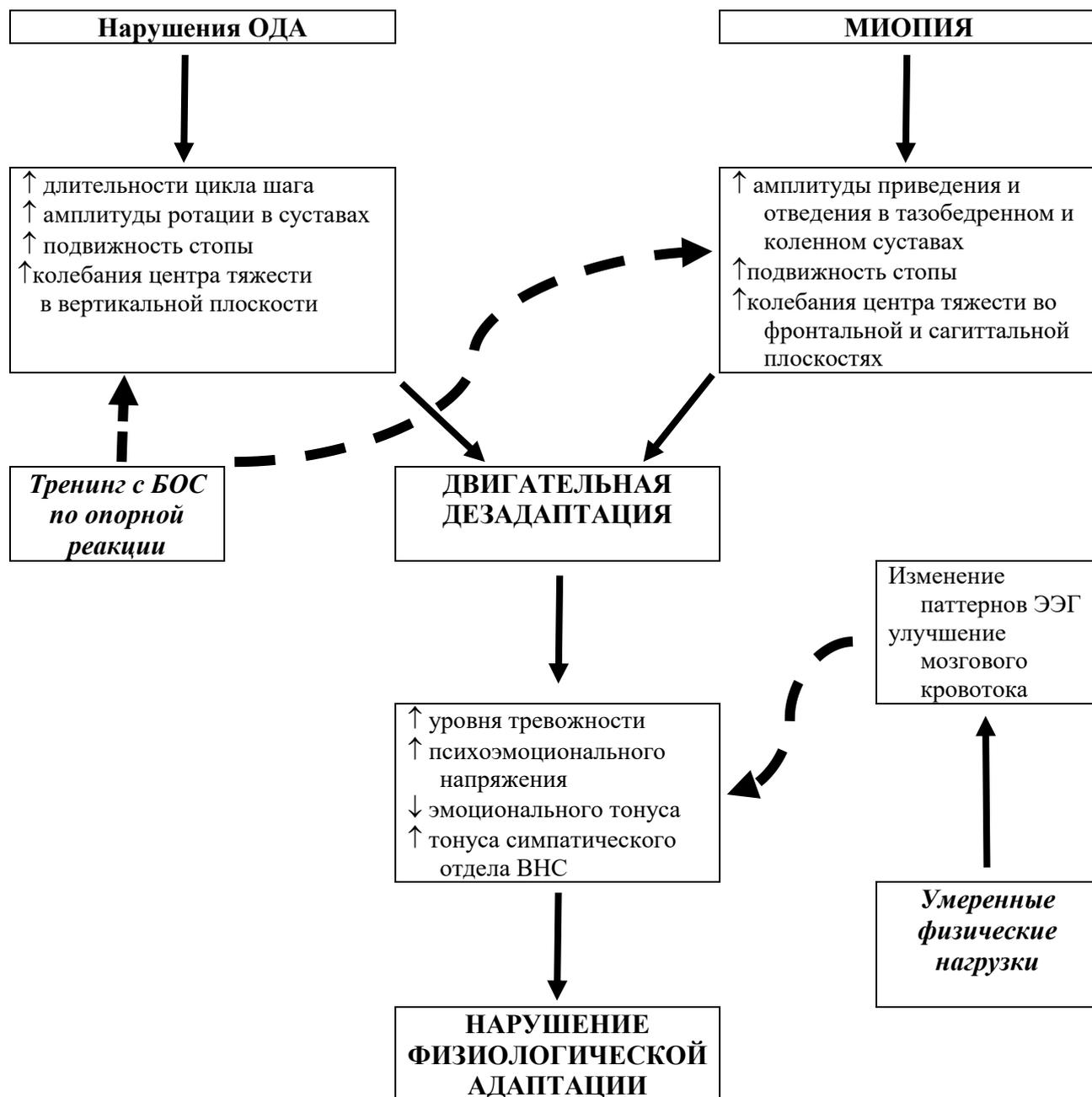
Эти факты обуславливают перспективность использования умеренных физических нагрузок в целях коррекции адаптивных нарушений (рис. 44).

Положительный эффект на степень двигательной адаптации студентов с ОВЗ оказывают тренировки с биологической обратной связью по опорной реакции. Компьютерная стабилграфическая тренировка с биологической обратной связью способствовала улучшению статического и динамического равновесия за счет компенсации изменений положения тела в пространстве (преимущественно в сагиттальной плоскости), усилению роли вестибулярного анализатора и уменьшению зависимости равновесия от зрительного анализатора, однако это сопровождалось возрастанием энергозатрат в процессе удерживания равновесия.

Таким образом, эффективный путь коррекции адаптивных нарушений связан с использованием умеренных физических нагрузок и тренировок с

биологической обратной связью по опорной реакции. Перспективность применения указанных подходов в вузе связана с наличием в структуре учебной нагрузки студентов часов для занятий физической культурой. Включение в рабочую программу дисциплины вышеописанных подходов является удачным методическим решением проблемы реализации мероприятий, направленных на повышение адаптивных возможностей студентов с ОВЗ.

Полученные в работе результаты раскрывают целый ряд важных физиологических закономерностей, лежащих в основе адаптации студентов с ограниченными возможностями здоровья к условиям инклюзивного обучения. Выявленные закономерности позволяют конкретизировать понятие «людей с особыми потребностями» и могут послужить основой для разработки новых, физиологически обоснованных методов адаптации студентов с ОВЗ к физическим и когнитивным нагрузкам в процессе обучения в ВУЗе.



Сплошные стрелки – усиление  
 Пунктирные стрелки - подавление

Рисунок 44 – Схема нарушения и коррекции физиологической адаптации у студентов с ОВЗ

## ВЫВОДЫ

1. В течение учебного года у студентов с ОВЗ развивается напряжение адаптации к условиям обучения, что сопровождается возрастанием уровня тревожности, снижением степени социально-ролевого взаимодействия, дезорганизацией социально-психологической и эмоционально-деятельностной адаптивности, снижением уровня эмоционального тонуса и психоэмоционального напряжения. Увеличение тонуса симпатического отдела вегетативной нервной системы сопровождается ухудшением адаптации к физическим и когнитивным нагрузкам.
2. Особенности динамического стереотипа ходьбы у студентов с нарушением опорно-двигательного аппарата характеризуются увеличением времени цикла шага, наибольшей амплитудой ротации тазобедренного и коленного суставов, снижением амплитуды сгибания и разгибания коленного сустава, а также высокой подвижностью стопы в сочетании с наибольшими колебаниями центра тяжести в вертикальной плоскости. У студентов с нарушением зрения в меньшей степени отмечается изменение длительности цикла шага, однако есть выраженные колебания центра тяжести относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей при ходьбе, в сочетании с возрастанием амплитуды приведения в тазобедренном и коленном суставах, притом, что в голеностопном суставе отмечено только повышение амплитуды супинации. Все выявленные факторы осложняют управление звеньями тела, задействованными в процессе ходьбы.
3. Физическая нагрузка оказывает положительное влияние на когнитивные функции у студентов с ОВЗ, в большей степени этот проявляется у студентов с нарушениями ОДА, что сопровождается изменением биоэлектрической активности коры головного мозга в лобном и затылочном отделах, преимущественно справа: после физической нагрузки у студентов контрольной группы и группы миопии наблюдалось угнетение альфа-активности, тогда как в группе ОДА, напротив, альфа-активность усиливалась одновременно с тета-активностью. Со стороны церебральной

гемодинамики отмечалось увеличение кровенаполнения, снижение тонуса на уровне мелких сосудов и увеличение венозного оттока по сравнению с контрольной группой.

4. Применение методик двигательной адаптации студентов с ОВЗ на основе тренинга с биологической обратной связью по опорной реакции способствовало улучшению статического и динамического равновесия за счет компенсации изменений положения тела в пространстве (преимущественно в сагиттальной плоскости), усилению роли вестибулярного анализатора и уменьшению зависимости равновесия от зрительного анализатора, однако это сопровождалось возрастанием энергозатрат в процессе удерживания равновесия. Наибольший эффект БОС-тренировок проявляется у студентов с миопией.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андреева Р.В. Развитие инклюзивного образования в ВУЗе / Р.В. Андреева // *Juvenis scientia*. - 2016. - №. 1.- С. 41-42.
2. Анохин П. К. Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем // *Принципы системной организации функций*. – М.: Наука. – 1973. – С. 5-61.
3. Апрельев А.Е., Пашина Р.В., Караулова Е.С. Оценка распространенности миопии и качества жизни больных с миопией // *Медицинский вестник Башкортостана*. Оренбург. - 2015- Т. 10. №. 2. - С. 169– 171.
4. Батаева Я.Д., Ахмадов М.М. Формирование конфликтологической компетенции в подготовке бакалавров педагогического образования как условие их готовности работы с детьми с ОВЗ // *Проблемы современного педагогического образования*. – 2018. - №. 59-3. – С. 70-73.
5. Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханова А.И. Современные технологии диагностики в реабилитации и ортопедии / М.: Медика. - 2005. – 255с.
6. Безденежных В. Н. Миопия — проблема XXI века // *Молодой ученый*. - 2015. - №.24. - С. 253-255.
7. Бессарабова И.С. Поликультурная направленность инклюзивного обучения в современной школе США / И.С. Бессарабова, Е.С. Курышева // *Перспективы науки и образования*. – 2020. - № 1 (43). -. С. 180-193.
8. Биомеханика «Траст-М»: [Электронный ресурс] - URL: <https://http://www.neurocor.ru/product/biomehanika-trast-m#capabilities> (дата обращения: 15.04.2019)
9. Богданова А.А. Повышение квалификации педагогических работников в условиях инклюзивного обучения / А.А. Богданова, О.П. Еремина // *Проблемы современного педагогического образования*. – 2019. - №. 62-1. – С. 55-57.

10. Буклекбаева Ш.А. Разработка и оценка эффективности реабилитационных мероприятий при различных формах детского церебрального паралича. Автореф. дис. докт. мед. наук / Ш.А. Буклекбаева. Республика Казахстан, Алматы. - 2010. - 39 с.
11. Бурлакова М.А. Проблемы обучения детей с расстройством аутистического спектра в условиях инклюзивной школы / М.А. Бурлакова, Н.Н. Федорова // Russian Journal of Education and Psychology. - 2019. – Т. 10. - №. 5. – С. 14-18.
12. Бурлачук Л.Ф. Психодиагностика: Учебник для Вузов. - 2014. - 560 с.
13. Грец Г.Н. Инклюзивный подход в обучении детей с интеллектуальными нарушениями на примере функционирования секции по хоккею на полу / Г.Н. Грец, Л.В. Виноградова, Е.Н. Бобкова // Вестник спортивной науки. – 2019. - №. 6. - С. 63-67.
14. Давлетьярова К.В. Особенности координации движений при выполнении ударов по мячу у футболистов с нарушениями опорно-двигательного аппарата / К.В. Давлетьярова, М.С. Нагорнов, Л.В. Капилевич // Вестник Томского государственного университета. - №. 373. – 2013 – С. 163-165.
15. Давлетьярова К.В. Характеристики биоэлектрической активности головного мозга у студентов с ограниченными возможностями здоровья на фоне сочетания когнитивной и физических нагрузок / К.В. Давлетьярова, Е.В. Медведева, Н.А. Овчинникова, Г.С. Ежова, Л.В. Капилевич // Вестник Новосибирского государственного педагогического университета. - 2018. - Т. 8. - №. 5. - С. 245–265.
16. Дамадаева А.С. Проблемы и возможности реализации инклюзивного образования в современном вузе / А.С. Дамадаева, А.А. Бехоева // Национальный психологический журнал. – 2019. - №. 3 (35). – С. 125-133.
17. Диагностическая система “Валента” инструкция по медицинскому применению / Иваново: ООО «Компания НЕО». - 177с.

18. Дмитриева Д.С. Проблематика применения электронного обучения в контексте развития инклюзивного образования //Управление образованием: теория и практика. - 2019. - №. 4 (36). – С. 60-65.
19. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Биомеханика //Учеб. для сред, и высш. учеб, заведений. – М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС. - 2003. – 672 с.
20. Егорова Т.Н. Методология и методы обучения детей с ограниченными возможностями здоровья в инклюзивной системе дистанционного образования / Т.Н. Егорова, Н.Н. Белухина, Т.С. Ахмедзянова //Открытое образование. – 2018. - Т. 22. - №. 6. – С. 4-13.
21. Ежова О.Н. Профилактика и лечение сколиоза у студентов специальной медицинской группы (психологический аспект) / О.Н. Ежова, Н.П. Николаев //Ученые записки. - 2014. - №. 10. - С. 191–199.
22. Емельянова Т.В. Модель процесса формирования мотивационной компетенции будущих педагогов инклюзивного образования / Т.В. Емельянова, А.А. Степанько //Балтийский гуманитарный журнал. - 2018. Т. 7. - №. 1 (22). - С. 237-240.
23. Ермакова Е.Г. Инклюзивный подход к обучению студентов по дисциплине «Физическая культура» //Международный журнал гуманитарных и естественных наук. – 2020. - №. 5-3. – С. 123-125.
24. Замашнюк Е.В. Дифференциация обучения детей с нарушениями зрения в условиях инклюзивного образования //Евразийский Союз Ученых. – 2018. - №. 8-6 (53). – С. 18-21.
25. Зарубина И.Н. Возможно ли обучение лиц с нарушением зрения в высших учебных заведениях? //Проблемы высшего профессионального образования лиц с нарушениями зрения. Материалы научно-практической конференции. Н. Новгород, 2000. Концептуальные подходы к созданию системы профессионального образования инвалидов в Российской Федерации. Материалы предоставлены Т. Волосовец. Министерство образования Российской Федерации. – 2003 – С. 217-221.

26. Земш М.Б. Инклюзивный подход в профессиональном обучении студентов с особыми образовательными потребностями // КАНТ. - 2018. №. 3 (28). - С. 50-54.
27. Ильин Г.Л. О соотношении коррекционного обучения и инклюзивного образования // Школьные технологии. – 2018. - №. 3. - С. 3-6.
28. Ингерлейб М.Б. Медицинские исследования: справочник / М.Б. Ингерлейб // М: Медицина. - 2013. - 290 с.
29. Итоги года: социальная защита инвалидов [Электронный ресурс] / Минтруд России // URL: <https://mintrud.gov.ru/social/80>
30. Кабышева М.И. Функциональные нарушения опорно-двигательного аппарата студентов на примере Оренбургского государственного университета / М.И. Кабышева, Т.А. Глазина // Вестник ОГУ. - 2017. - №. 2. - С. 129–134.
31. Кантор В.З. Готовность профессорско-преподавательского состава вузов к инклюзивному обучению студентов с инвалидностью: проблемное поле / В.З. Кантор, А.П. Антропов, Ю.Л. Проект. // Известия Российского государственного педагогического университета им. А.И. Герцена. – 2020. - №. 195. – С. 7-25.
32. Капилевич Л.В. Адаптация студентов с ограниченными возможностями здоровья к условиям инклюзивного образования / Л.В. Капилевич, Е.В. Медведева, А.А. Ильин, К.В. Давлетьярова // Теория и практика физической культуры. - 2017. - №. 8. - С. 86-88.
33. Капилевич Л.В. Инклюзивное профессиональное образование в России: социальные и физиологические барьеры : монография / Л.В. Капилевич, Н.А. Лукьянова, К.В. Давлетьярова, Е.Н. Роготнева, Е.В. Фелл, Н.Н. Мещерякова, Е.В. Медведева, Е.А. Баранова, Ю.П. Бредихина, С.Д. Коршунов // Томск : Издательский Дом Томского государственного университета. - 2018. - 250 с.

34. Капилевич Л.В. Совершенствование навыков координации и равновесия у студентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата за счет включения элементов лечебной физической культуры в структуру академических занятий по физическому воспитанию / Л.В. Капилевич, К.В. Давлетьярова, Н.А. Овчинникова // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2017. Т.94. № 1. С. 36-40.
35. Капилевич, Л.В. Методы функционально-диагностических исследований / Л.В. Капилевич // Томск: СибГМУ. - 2005. - 154с.
36. Касьянова А.И. Инклюзивное образование в рамках системы среднего профессионального образования в России.  
[http://elar.urfu.ru/bitstream/10995/38900/1/po\\_2015\\_01\\_37.pdf](http://elar.urfu.ru/bitstream/10995/38900/1/po_2015_01_37.pdf)
37. Кислова А.И.. Использование активных методов психокоррекции детей с особыми возможностями здоровья в амбулаторной практике // Всероссийский журнал научных публикаций. – 2013. - №. 4 (19). - С. 80-83.
38. Ковязина Е.С. Управление качеством инклюзивного образования на основе концепции универсального дизайна в обучении / Е.С. Ковязина, Л.М. Волосникова // Педагогика. Вопросы теории и практики. - 2020. - №. 4. – С. 437-442.
39. Комплексная реабилитация больных и инвалидов. Учебно-методическое пособие / С. Б. Нарзулаев и др.; Федеральное агентство по образованию, ГОУ ВПО ТГПУ // Томск: ТГПУ, 2006. 163 с.
40. Коновалов А.Б. Особенности лечебной физкультуры у детей младшего школьного возраста с патологией кранио-вертебральной области. Автореф. дис. канд. мед. наук / А.П. Коновалов, Томск: 2008. 23 с.; 46.
41. Корнилова О.А. Инклюзия: иллюзии и реальность проблемы обучения особенных детей в условиях современного российского общества // Вестник университета. – 2018. - №. 6. - С. 183-187.

42. Коршунов С.Д. Биомеханические принципы физической реабилитации детей с детским церебральным параличом / С.Д. Коршунов, К.В. Давлетьярова, Л.В.Капилевич //Бюллетень сибирской медицины. – 2016 - Т. 15. - №. 3. - С. 55-62.
43. Коршунов С.Д. Физиологические особенности двигательной адаптации у детей с особыми возможностями здоровья, связанными с ограниченной подвижностью: автореф. дис. .канд. биол. наук / С.Д. Коршунов //Томск: Томский политехнический университет. – 2017. – 20 с.
44. Кошельская Е.В. Физиологические и биомеханические характеристики техники ударно-целевых действий футболистов / Е.В. Кошельская, Л.В. Капилевич, В.Н. Баженов и др.// Бюллетень экспериментальной биологии и медицины, 2012. Т. 153. № 2. С. 235-237.
45. Краева Л.С. Клинико-эпидемиологическая характеристика эпилепсий и эпилептических синдромов у детей и подростков Томской области. Автореф. дис. канд. мед. наук / Л.С. Краева, Иркутск, 2010. 25 с.
46. Кудринская Л.А. Мнения студентов вуза о социальном взаимодействии, достоинствах и рисках в инклюзивном образовании / Л.А. Кудринская, Е.В. Шенгалыц //Вестник Сургутского государственного педагогического университета. – 2018. - №. 4 (55). – С. 29-40.
47. Лалаева Г С. Психофизиологические и электроэнцефалографические особенности у лиц с различным уровнем двигательной активности: дис. канд. биол. наук: / Лалаева Г.С. / Томск: Томский государственный университет. - 2018.
48. Лесгафт П. Ф. Собрание педагогических сочинений / Ред. коллегия: Г. Г. Шахвердов (отв. ред.) и др. //М.: Физкультура и спорт. - 1951. - 441 с.
49. Лукьянова Н.А. Пространство равных возможностей: студенческий проект "доступный кампус". В сборнике: Социальные процессы в современной Западной Сибири сборник научных трудов XVII

- Всероссийской научно-практической конференции. Горно-Алтайский государственный университет. - 2017. - С. 94-97.
50. Любавина Н.В. Готовность педагогов общеобразовательных школ к инклюзивному обучению: результаты социологического исследования // Карельский научный журнал. – 2020. - Т. 9. - №. 3 (32). – С. 90-92.
51. Людвикиевич А.Н.. Инклюзивный урок в современной школе // Auditorium. 2020. - №. 2 (26). - С. 74-76.
52. Маллаев Д.М., Магомедов Г.А. Адаптивная физическая культура в системе специального и инклюзивного образования / Д.М. Маллаев, Г.А. Магомедов // Известия Дагестанского государственного педагогического университета. Психолого-педагогические науки. - 2015. - №. 3(32). - С. 31-36.
53. Меерзон, Т.И. Методы социализации детей с ОВЗ: технологии биологической обратной связи (БОС) / Т.И. Меерзон // Научно-методический электронный журнал «Концепт» - 2017. - Т. 35. - С. 89–94. URL: <http://e-koncept.ru/2017/771189.htm>.
54. Межибор И.Г. Характеристика мозгового кровотока при сочетании физической и когнитивной нагрузки у представителей групп с различным уровнем двигательной активности // Актуальные проблемы физической культуры, спорта, туризма и рекреации, Томск. - 2017. - С. 146 – 149.
55. Мельник Ю.В. Психолого-педагогическое сопровождение нетипичного ребенка в инклюзивном классе: компарация западной и российской рефлексии // Научно-педагогическое обозрение. Pedagogical Review. – 2018. - №. 2 (20). - С. 95-105.
56. Мосина О.А. Инклюзивное образование в зеркале современных реалий / О.А. Мосина, В.С. Овакьян // Историческая и социально-образовательная мысль. - 2019. - Т. 11. №. 6-1. – С. 50-54.
57. Нагорнов М.С. Физиологические характеристики двигательных навыков ударных действий у футболистов с ограниченными

- возможностями здоровья: авто-реф. дис. канд. биол. наук / М.С. Нагорнов. – Томск: Томский политехнический университет. – 2020. – 24 с.
58. Никонова В.Е. влияние двигательной активности на становление интеллектуальной сферы дошкольников //Научное сообщество студентов XXI столетия. гуманитарные науки: сб. ст. по мат. XLVII междунар. студ. науч.-практ. конф. № 10(47). URL: [https://sibac.info/archive/guman/10\(47\).pdf](https://sibac.info/archive/guman/10(47).pdf) (дата обращения: 09.06.2018)
59. О внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации по вопросу о гражданах с ограниченными возможностями здоровья: федер. Закон Рос. Федерации от 30 июня 2007 г. N 120-ФЗ //Рос. Газ. – 2007.
60. Объективная оценка функции ходьбы: клинические рекомендации / Д.В. Скворцов, С.В. Прокопенко, М.В. Аброськина и др.; Профильная комиссия по медицинской реабилитации и анестезиологии-реанимации Экспертного Совета МЗ РФ - 2016. - 30 с.
61. Павлова А. М. Субъективные особенности студентов с ограниченными возможностями здоровья, препятствующие их успешной адаптации / А.М. Павлова //Молодой ученый. - 2016. - №18. - С. 193-196.
62. Полешко Р.В. Особенности организации инклюзивного образования детей с нарушениями слуха //Проблемы современного педагогического образования. – 2018. - №. 59-1. - С. 281-284.
63. Полиевский С. А., Кабачков В. А. Профессиональная направленность физического воспитания в вузах / М: Высшая школа - 2005. - 190 с.
64. Полухина Е.В. Реографические методы исследования сосудистой системы: учебное пособие / Хабаровск. – 2007. – 98 с.
65. Провоторова, Ю.А. Технология БОС в коррекционной работе с детьми с особыми образовательными потребностями / Ю.А. Провоторова URL:<http://nsportal.ru/nachalnaya-shkola/psikhologiya/2012/11/21>

/tekhnologiya-bos-v-korreksionnoy-rabote-s-detmi-s-osobymi (дата обращения: 17.03.2019).

66. Птушкин Г.С. Организация профессионального обучения в специальном государственном образовательном учреждении //Профессиональное образование инвалидов. - С. 70—88;
67. Райгородский Д.Я. Практическая психодиагностика / Байхрах-М - 2010. - 664 с.
68. Ревенко Е.М. Оценка физиологического развития и функциональной подготовленности человека / Е.М. Ревенко, Т.Ф. Зелова, О.Н. Кривошекова. Омск. - 2015. - 21 с.
69. Родина Л.И. Готовность преподавателя вуза к организации инклюзивного образования //Вестник Самарского университета. История, педагогика, филология. – 2019. – Т. 25. - №. 4. – С. 91-99.
70. Ростовцева М.В. Проблемы инклюзивного образования в оценке педагогов средних школ /М.В. Ростовцева, О.Н. Догадаев, И.Г. Жигаев, Т.Б. Васильева, И.А. Петров. Педагогика и просвещение. – 2018. - №. 2. – С. 22-30.
71. Ростовцева М.В. Технология и методы инклюзивного образования / М.В. Ростовцева, В.Т. Ковалевич., И.А. Ковалевич, Р.В. Митрохин //Современное образование. - 2018. - №. 2. – С. 140-148.
72. Санина Е.И. Понятие готовности бакалавров педагогического направления подготовки к обучению детей с ОВЗ в открытой образовательной среде / Е.И. Санина, М.М. Ахмадов //Проблемы современного педагогического образования. – 2018. - №. 60-2. – С. 307-310.
73. Свидерская Н. Е. Значение концепции пространственной синхронизации электрических процессов головного мозга для психофизиологических исследований / Н.Е. Свидерская, Т.А. Королькова //Успехи физиологических наук - 1987. - №. 3. - С. 42–48.

- 74.Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия //М.: Т.М. Андреева. – 2007. – 640с.
- 75.Скворцов Д.В. Стабилметрическое исследование: краткое руководство // М.: Мера-ТСП. – 2010. – 171с.
- 76.Смирнова О.В., Овчаренко Е.С. Вариабельность сердечного ритма у детей с особыми возможностями здоровья в зависимости от исходного вегетативного состояния //Российский кардиологический журнал. - 2020. - №. S2. – С. 14-15.
- 77.Станевский А.Г. Проектирование содержания университетского технического образования инвалидов по слуху //Профессиональное образование инвалидов. М.: Московский институт-интернат для инвалидов. - 2000. - С. 85—88.
- 78.Тушева Е.С. Занимательная дидактика в квадрате применительно к практике инклюзивного обучения / Е.С. Тушева //Международный научно-исследовательский журнал. - 2020. - № 8-3 (98). - С. 57-61.
- 79.Тюлюш М.К. Проблемы становления и развития инклюзивного образования в республике Тыва / Тюлюш М.К., Домур-Оол Ч.Д. //Вестник Тувинского государственного университета. Педагогические науки. – 2019. - №. 3 (51). - С. 43-51.
- 80.Учебные материалы. Реографические исследования [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [http://bone-surgery.ru/view/reograficheskie\\_issledovaniya/](http://bone-surgery.ru/view/reograficheskie_issledovaniya/) (дата обращения 25.10.2017)
- 81.Фалькова Н.И. Опорные концепции адаптивной физической культуры при реализации программ инклюзивного обучения / Н.И. Фалькова, А.В. Ушаков, Г.А. Чернец //Наука и образование сегодня. -2019. - №. 3 (38). – С. 89-91
- 82.Федоренко Ю.В. Исследование особенностей адаптации детей с задержкой психического развития к обучению в инклюзивном классе /

- Федоренко Ю.В., Слюсарская Т.В., Киселева Е.Е.. //Гуманитарные и социальные науки. - 2019. - №. 1. - С. 321-328.
- 83.Феталиева Л.П.. Современный взгляд на инклюзивное образование //Мир науки, культуры, образования. - 2018. - №. 4 (71). - С. 214-216.
- 84.Формирование двигательных навыков на основе современных информационных технологий / Л.В. Капилевич, А.В. Разуванова, Е.В. Медведева, Е.В. Кошельская //Теория и практика физической культуры. - 2016. - №. 8. - С. 86-88.
- 85.Хомутова О.М.. Анализ социально-психологических аспектов инклюзивного образования по публикациям в журналах "Дефектология" и "Воспитание и обучение детей с нарушениями развития" //Ученые записки. Электронный научный журнал Курского государственного университета. – 2018. - №. 3 (47). – С. 206-211.
- 86.Челнокова Е.А. Инклюзивное образование - актуальная проблема современной образовательной системы / Е.А. Челнокова, С.Н. Казначеева, А.М. Емельянова //Проблемы современного педагогического образования. – 2018. - №. 60-2. – С. 369-373.
- 87.Щебланова Е.И. Изменение ритмов ЭЭГ при вербальном и наглядно-образном мышлении / Е.И. Щебланова //Журнал высшей нервной деятельности. - 1988. - №. 4. - С. 137–139.
- 88.Щербакова Т. А. Целевое, содержательное и технологическое обеспечение интеллектуального развития детей старшего дошкольного возраста в процессе физического воспитания: дисс. канд. пед. наук. — Набережные Челны. - 2011. - 151 с.
- 89.Kose, H, Guner-Yildiz, N. Augmented reality (AR) as a learning material in special needs education. Education and Information Technologies, 2020, DOI: 10.1007/s10639-020-10326-w
- 90.Alptekin, K. Investigating the effectiveness of postural muscle electrostimulation and static posturography feedback exercises in elders with

- balance disorder / K.Alptekin, A.Karan, D.Diracoglu e.a. // Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 2016. 29(1). P. 151-159.
- 91.Americans with Disabilities Act (ADA), (July 2009). A Guide to Disability Rights Laws, U.S. Department of Justice, URL: [https://www.ada.gov/cguide.htm#anchor\\_62335](https://www.ada.gov/cguide.htm#anchor_62335) (дата обращения: 15.04.2019)
- 92.Baldwin, S., Ventresca, A.R.C. Every School Healthy: An Urban School Case Study. Journal of school health, 2020, V. 90, №. 12, pp.1045-1055.
- 93.Bass, R.W. Physical fitness and academic performance in middle school students / R.W. Bass, D.D. Brown, K.R. Laurson et. al. // Acta Paediatr. – 2013. V. 102, № 8. P. 832–937.
- 94.Buck, S.M. The relation of aerobic fitness to stroop task performance in preadolescent children / S.M. Buck, C.H. Hillman, D.M. Castelli // Med. Sci. Sports Exerc., 2008. V. 40, № 1. P. 166–172.
- 95.Cochrane, H, Soni, A. Education, health and care plans: What do we know so far? Support for Learning, 2020, V. 35, №. 3, pp. 372-388.
- 96.Critchley, H.D. Cerebral correlates of autonomic cardiovascular arousal: a functional neuroimaging investigation in humans / H.D. Critchley, D.R. Corfield, M.P. Chandler et. al. // J. Physiol., 2000. V. 523, № 1. P. 259–270.
- 97.Dickerman, R.D. Middle cerebral artery blood flow velocity in elite power athletes during maximal weight-lifting / R.D. Dickerman, W.J. McConathy, G.H. Smith et. al. // Neurol. Res., 2000. V. 22, № 4. P. 337–340.
- 98.Dolce G. Spectral and multivariate analysis of EEG changes during mental activity in man / G. Dolce, H. Waldeier // EEG and Clin. Neurophysiol. – 1974. Vol.36. P.577–560.
- 99.Durrant, J.R. Voluntary wheel running restores endothelial function in conduit arteries of old mice: direct evidence for reduced oxidative stress, increased superoxide dismutase activity and down-regulation of NADPH oxidase / J.R.

- Durrant, D.R. Seals, M.L. Connell et. al. // *J. Physiol.*, 2009. V. 587, № 13. P. 3271–3285.
100. Erickson, K.I. Aerobic exercise effects on cognitive and neural plasticity in older adults / K.I. Erickson, F. Kramer // *Br. J. Sports Med.*, 2008. V. 43, № 1. P. 22–24.
101. Firat, T. An exploration of the effects of learning through 'interaction activities' on eighth-graders' social acceptance of students with special needs in Turkey. *Education*, 2020, № 3-13, DOI: 10.1080/03004279.2020.1790022
102. Fleenor, B.S. Arterial stiffening with ageing is associated with transforming growth factor- $\beta$ 1-related changes in adventitial collagen: reversal by aerobic exercise / B.S. Fleenor, K.D. Marshall, J.R. Durrant et. al. // *J. Physiol.*, 2010. V. 588. № 20. P. 3971–3982.
103. Ghomashchi, H. Investigating the effects of visual biofeedback therapy on recovery of postural balance in stroke patients using a complexity measure / H. Ghomashchi // *Topics in Stroke Rehabilitation*, 2016. 23(3). P. 178-183.
104. Granell, JC, Goig, RL, Raga, MG, Maher, A. Perceived competence to teach students with special educational needs in Physical Education: the voice of university students from Spain and United Kingdom. *RETOS-NUEVAS TENDENCIAS EN EDUCACION FISICA DEPORTE Y RECREACION*, 2021, №. 39, pp. 372-378.
105. Green, D.J. Exercise and vascular adaptation in asymptomatic humans / D.J. Green, A. Spence, J.R. Halliwill et. al. // *Exp. Physiol.*, 2011. V. 96, № 2. P. 57–70.
106. Guiney, H. Evidence cerebral blood-flow regulation mediates exercise-cognition links in healthy young adults / H. Guiney, S. J. Lucas, J.D. Cotter et. al. // *Neuropsychology*, 2015. V. 29, № 1. P. 1–9.
107. Hellstrom, G. Carotid artery blood flow and middle cerebral artery blood flow velocity during physical exercise / G. Hellstrom, W. Fischer-Colbrie, N.G. Wahlgren et. al. // *J. Appl. Physiol.* 1996. V. 81. P. 413–418.

108. Hillman, C.H. Acute cardiovascular exercise and executive control function / C.H. Hillman, E.M. Snook, G.J. Jerome // *Int. J. Psychophysiol.*, 2003. V. 48, № 3. P. 307–314.
109. Hillman, C.H. Aerobic fitness and neurocognitive function in healthy preadolescent children / C.H. Hillman, D.M. Castelli, S.M. Buck // *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2005. V. 37, № 11. P. 1967–1974.
110. Hosseinpoor A.R. National health inequality monitoring: current challenges and opportunities / A.R. Hosseinpoor, N. Bergen, A. Schlottheuber, T. Boerma // *Global Health Action*, 2018. Vol. 11. P. 139–216.
111. Hung, J.-W. Feasibility of Using Tetrax Biofeedback Video Games for Balance Training in Patients With Chronic Hemiplegic Stroke / J.-W. Hung, M.-Y. Yu, K.-C. Chang e.a. // *PM and R.*, 2016. 8(10). P. 962-970.
112. Huonker, M. Size and blood flow of central and peripheral arteries in highly trained able-bodied and disabled athletes / M. Huonker, A. Schmid, A. Schmidt-Trucksass et. al. // *J. Appl. Physiol.*, 2003. V. 95, № 2. P. 685–691.
113. Jørgensen, L.G. Middle cerebral artery flow velocity and blood flow during exercise and muscle ischemia in humans / L.G. Jørgensen, M. Perko, B. Hanel et. al. // *J. Appl. Physiol.*, 1992. V. 72, № 3. P. 1123–1132.
114. Jung, J. Effects of resistive exercise on cerebral blood flow velocity and pulsatility index of healthy people / J. Jung, H. Kang, S. Shim et. al. // *J. Phys. Ther. Sci.*, 2012. V. 24, № 9. P. 915–917.
115. Kim, S.S. Measuring cerebral hemodynamic changes during action observation with functional transcranial Doppler / S.S. Kim, B.H. Lee // *J. Phys. Ther. Sci.*, 2015. V. 27. № 5. P. 1379–1381.
116. Kleim, J.A. Exercise induces angiogenesis but does not alter movement representations within rat motor cortex / J.A. Kleim, N.R. Cooper, P.M. Vandenberg // *Brain Res.*, 2002. V. 934, № 1. P. 1–6.
117. Kramer, F. Ageing, fitness and neurocognitive function / F. Kramer, S. Hahn, N.J. Cohen et. al. // *Nature*, 1999. V. 400, № 6743. P. 418–419.

118. Krasilnikov A.; Smirnova A. Online social adaptation of first-year students and their academic performance. *COMPUTERS & EDUCATION*, 2017. Vol. 113. Pp: 327-338.
119. Krischler, M, Pit-ten Cate, IM. Inclusive education in Luxembourg: implicit and explicit attitudes toward inclusion and students with special educational needs. *International Journal of Inclusive Education*, 2020, V. 24, №. 6, pp. 597-615.
120. Kulikov, V.P. Cerebral hemodynamic reactions to low-intensity physical exercise / V.P. Kulikov, N.L. Doronina, and K.K. Gatal'skii // *Neurosci. Behav. Physiol.*, 2009. V. 39, № 6. P. 581–586.
121. Langorgen, E, Kermit P, Magnus, E. Gatekeeping in professional higher education in Norway: ambivalence among academic staff and placement supervisors towards students with disabilities. *International Journal of Inclusive Education*, 2020, V. 24, №. 6, pp. 616-630.
122. Lefferts, W.K. Effect of acute resistance exercise on carotid artery stiffness and cerebral blood flow pulsatility / W.K. Lefferts, J.A. Augustine, K.S. Heffernan // *Front. Physiol.* – 2014. – V. 5. – P 101.
123. Linkis, P. Dynamic exercise enhances regional cerebral artery mean flow velocity / P. Linkis, L.G. Jorgensen, H.L. Olesen et. al. // *J. Appl. Physiol.*, 1995. V. 78. P. 12–16.
124. Lyngeraa, T.S. Middle cerebral artery blood velocity during running / T.S. Lyngeraa, L.M. Pedersen, T. Mantoni et. al. // *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 2013. V. 23, № 1. P. 32–37.
125. Maciaszek, J. Effects of Posturographic Platform Biofeedback Training on the Static and Dynamic Balance of Older Stroke Patients / J.Maciaszek // *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 2018. 27(7). P. 1969-1974.
126. McCloskey, D.P. Exercise increases metabolic capacity in the motor cortex and striatum, but not in the hippocampus / D.P. McCloskey, D.S. Adamo, B.J. Anderson // *Brain Res.*, 2001. V. 891. P. 168–175.

127. McMorris, T. A test of the catecholamines hypothesis for an acute exercise-cognition interaction / T. McMorris, K. Collard, J. Corbett et. al. // *Pharmacol. Biochem. Behav.*, 2008. V. 89, № 1. P. 106–115.
128. Miyachi, M. Effects of one-legged endurance training on femoral arterial and venous size in healthy humans / M. Miyachi, H. Tanaka, K. Yamamoto et. al. // *J. Appl. Physiol.*, 2001. V. 90, № 6. P. 2439-2444.
129. Miyachi, M. Effects of resistance training on arterial stiffness: a meta-analysis / M. Miyachi // *Br. J. Sports Med.* 2013. V. 47, № 6. P. 393–396.
130. Nogueira, P.A Review of Commercial and Medical-Grade Physiological Monitoring Devices for Biofeedback-Assisted Quality of Life Improvement Studies / P. Nogueira, J. Urbano, L.P. Reis e.a. // *Journal of Medical Systems.* 2018. 42(6) №. 101.
131. Ogoh, S. Cerebral blood flow during exercise: mechanisms of regulation / S. Ogoh, P.N. Ainslie // *J. Appl. Physiol.*, 2009. V. 107, № 5. P. 1370–1380.
132. Ogoh, S. Dynamic cerebral autoregulation during and after handgrip exercise in humans / S. Ogoh, K. Sato, T. Akimoto et. al. // *J. Appl. Physiol.*, 2010. V. 108, № 6. P. 1701–1705.
133. Ogoh, S. Middle cerebral artery flow velocity and pulse pressure during dynamic exercise in humans / S. Ogoh, P.J. Fadel, R. Zhang et. al. // *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, 2005. V. 288, № 4. P. 1526–1531.
134. Padilla, J. Vascular effects of exercise: endothelial adaptations beyond active muscle beds / J. Padilla, G.H. Simmons, S.B. Bender et. al. // *Physiology (Bethesda, Md.)*, 2011. V. 26, № 3. P. 132–145.
135. Pajonk, F.G. Hippocampal plasticity in response to exercise in schizophrenia / F.G. Pajonk, T. Wobrock, O. Gruber et. al. // *Arch. Gen. Psychiatry*, 2010. V. 67, № 2. P. 133–143.
136. Ploughman, M. Endurance exercise facilitates relearning of forelimb motor skill after focal ischemia / M. Ploughman, Z. Attwood, N. White et. al. // *Eur. J. Neurosci*, 2007. V. 25, № 11. P. 3453–3460.

137. Popova, N.F. Dynamic stabilometry as a monitoring for the movement and the management of disorders / N.F. Popova, A.S. Shagaev, T.L. Dyomina, A.N. Boiko, et al. // Zhurnal Nevrologii i Psichiatrii imeni S.S. Korsakova, 2009. 109. (1), P. 35-39.
138. Reynolds, D. Follow-up of an exercise-based treatment for children with reading difficulties / D. Reynolds, R.I. Nicolson // Dyslexia, 2007. V. 13. № 2. P. 78–96.
139. Rogers, H.B. Cerebral blood flow during static exercise in humans / H.B. Rogers, T. Schroeder, N.H. Secher et. al. // J. Appl. Physiol., 1990. V. 68, № 6. P. 2358–2361.
140. Sato, K. Different blood flow responses to dynamic exercise between internal carotid and vertebral arteries in women / K. Sato, T. Sadamoto // J. Appl. Physiol., 2010. V. 109, № 3. P. 864–869.
141. Sato, K. The distribution of blood flow in the carotid and vertebral arteries during dynamic exercise in humans / K. Sato, S. Ogoh, A. Hirasawa et. al. // J. Physiol., 2011. V. 589, № 11. P. 2847–2856.
142. Schinder A.F., ming Poo M. The neurotrophin hypothesis for synaptic plasticity / A.F. Schinder, M. ming Poo // Trends in Neurosciences, 2000. V. 23, № 12. P. 639–645.
143. Schmidt, W. Train the vessel, gain the brain: Physical activity and vessel function and the impact on stroke prevention and outcome in cerebrovascular disease / W. Schmidt, M. Endres, F. Dimeo et. al. // Cerebrovascular Diseases, 2013. V. 35. № 4. P. 303–312.
144. Seals, D.R. Habitual exercise and arterial aging / D.R. Seals, C.A. Desouza, A.J. Donato et. al. // J. Appl. Physiol., 2008. V. 105, № 4. P. 1323–1332.
145. Secher, N.H. Cerebral blood flow and metabolism during exercise: implications for fatigue / N.H. Secher, T. Seifert, J.J. Van Lieshout // J. Appl. Physiol., 2008. V. 104, № 1. P. 306–314.

146. Section 504, Rehabilitation Act of 1973 (29 U.S.C. § 701)". dol.gov. Office of the Assistant Secretary for Administration and Management, US Dept. of Labor.. A Guide for College and University Students. URL: <http://www.disabilityrightsca.org/pubs/530901.pdf> (дата обращения: 15.04.2019)
147. Stebbings, G.K. Resting arterial diameter and blood flow changes with resistance training and detraining in healthy young individuals / G.K. Stebbings, C.I. Morse, G.E. McMahon et. al. // J. Athl. Train., 2013. V. 48, № 2. P. 209–219.
148. Stummer, W. Reduced mortality and brain damage after locomotor activity in gerbil forebrain ischemia / W. Stummer, K. Weber, B. Tranmer et. al. // Stroke, 1994. V. 25. P. 1862–1869.
149. Sugawara, J. Reductions in basal limb blood flow and lumen diameter after short-term leg casting / J. Sugawara, K. Hayashi, F. Kaneko et. al. // Med. Sci. Sports Exerc., 2004. V. 36, № 10. P. 1689–1694.
150. Suntsova, A.S. Adaptive physical education at inclusive schools to facilitate mental and physical development of children with visual impairments / A.S. Suntsova, A.A. Baranov, I.B. Vorozhtsova, / Teoriya i Praktika Fizicheskoy Kultury, 2017. Issue 1. P. 35–37.
151. Svannshvili, R.A. Athletes' physical working capacity / R.A. Svannshvili, Z.G. Sopromadze, Z.G. Kakhabrishvili et. al. // Georgian Med. News, 2009. № 166. P. 68–73.
152. Tanaka, H. Aging, habitual exercise, and dynamic arterial compliance / H. Tanaka, F.A. Dinunno, K.D. Monahan et. al. // Circulation, 2000. V. 102, № 11. P. 1270–1275.
153. Tashiro, M. Application of positron emission tomography to neuroimaging in sports sciences / M. Tashiro, M. Itoh, T. Fujimoto et. al. // Methods, 2008. V. 45, № 4. P. 300–306.

154. Thijssen, D.H. Impact of exercise training on arterial wall thickness in humans / D.H. Thijssen, N.T. Cable, D.J. Green // *Clin. Sci. (Lond)*. 2012. V. 122, № 7. P. 311–322.
155. Thijssen, D.H. Impact of inactivity and exercise on the vasculature in humans / D.H. Thijssen, A.J. Maiorana, G. O’Driscoll et. al. // *European Journal of Applied Physiology*, 2010. V. 108, № 5. P. 845–875.
156. Thijssen, D.H. Local and systemic effects of leg cycling training on arterial wall thickness in healthy humans / D.H.J. Thijssen, E.A. Dawson, I.C.L. van den Munckhof et al. // *Atherosclerosis*, 2013. V. 229, № 2. P. 282–286.
157. Verschuren, O. Exercise training program in children and adolescents with cerebral palsy: a randomized controlled trial / O. Verschuren, M. Ketelaar, J.W. Gorter et. al. // *Arch. Pediatr. Adolesc. Med.*, 2007. V. 161, № 11. P. 1075–1081.
158. Wendel-Vos, G.C.W. Physical activity and stroke. A meta-analysis of observational data / G.C.W. Wendel-Vos, A.J. Schuit, E.J.M Feskens. et. al. // *Int. J. Epidemiol.*, 2004. V. 33, № 4. P. 787–798.
159. Willie, C.K. Neurovascular coupling and distribution of cerebral blood flow during exercise / C.K. Willie, E.C. Cowan, P.N. Ainslie et. al. // *J. Neurosci. Methods*, 2011. V. 198, № 2. P. 270–273.
160. Yamaguchi, Y. Cerebral blood flow and neurovascular coupling during static exercise / Y. Yamaguchi, H. Kashima, Y. Fukuba et. al. // *J. Physiol. Sci.*, 2014. V. 64, № 3. P. 195–201.