

61 15-3/374

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО
ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«ВЕЛИКОЛУКСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ АКАДЕМИЯ ФИЗИЧЕСКОЙ
КУЛЬТУРЫ И СПОРТА»

На правах рукописи

Беляев

БЕЛЯЕВ АНДРЕЙ ГЕННАДЬЕВИЧ

ВЛИЯНИЕ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ НА СИЛОВЫЕ
ВОЗМОЖНОСТИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

03.03.01 – физиология

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Научный руководитель
доктор биологических наук,
профессор Городничев Р.М.

Копия аутентична оригиналу
Ученый секретарь
Российской Государственной библиотеки
« 10 » 12 2020 г. *А.И.*



Великие Луки – 2015

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	9
1.1. Общая характеристика мышечной силы	9
1.2. Методы развития мышечной силы	18
1.3. Магнитная стимуляция в исследованиях человека	27
ГЛАВА 2. ОРГАНИЗАЦИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	35
2.1. Контингент и организация исследования	35
2.2. Методы исследования	36
2.3. Условия регистрации электромиографических параметров во время проведения эксперимента	40
2.4. Методы математической статистики	42
ГЛАВА 3. ОСОБЕННОСТИ ВЫЗВАННЫХ МЫШЕЧНЫХ ОТВЕТОВ ПРИ МАГНИТНОЙ И ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО НЕРВА	43
3.1. Изменения параметров вызванных мышечных ответов при увеличении силы однократной магнитной и электрической стимуляции n. tibialis	44
3.2. Изменения величины вращательного момента при повышении частоты и интенсивности ритмических стимуляционных воздействий	50
3.3. Влияние магнитной стимуляции на импульсную активность отдельных двигательных единиц m. gastrocnemius	58
ГЛАВА 4. ВЛИЯНИЕ МАГНИТНОСТИМУЛЯЦИОННОЙ ТРЕНИРОВКИ НА СИЛОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ	63
4.1. Изменение показателей мышечной силы при магнитной стимуляции мышц	63
4.2. Динамика мышечной силы после прекращения магнитностимуляционной тренировки	72
ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ	80
ВЫВОДЫ	89
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	91
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	92

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АТФ – аденозинтрифосфорная кислота

ВМО – вызванный моторный ответ

ДЕ – двигательная единица

МВМ – максимальный вращательный момент

МП – мотонейронный пул

МПС – максимальная произвольная сила

МС – магнитная стимуляция

РНК – рибонуклеиновая кислота

СТГ – соматотропный гормон

Т – теслы

ЦНС – центральная нервная система

ЭМГ – электромиограмма

ЭМС – электромиостимуляция

ЭС – электрическая стимуляция

GM – икроножная мышца

SOL – камбаловидная мышца

TA – передняя большеберцовая мышца

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования. Силовые возможности человека позволяют оказывать целенаправленное влияние на окружающую среду и обеспечивать адаптацию организма человека к различным условиям его жизнедеятельности на всех этапах постнатального онтогенеза (А.Н. Воробьев, 1989; M.L. Foss, S.J. Keteyian, 2008; А.В. Самсонова, 2011; А.А. Челноков, 2014). Особо важное значение силовые возможности имеют в спортивной деятельности, так как результаты в ряде видов спорта во многом определяются силовыми способностями спортсменов (В.М. Зациорский, 2009; А.И. Нетреба и др., 2011).

К настоящему времени накоплен обширный экспериментальный материал об эффективности различных методов и подходов к развитию силовых способностей человека (Б.С. Шенкман и др., 2006; M.H. Stone et al., 2007; В.Е. Чурсинов, 2011; О.Л. Виноградова и др., 2014). Имеются сведения о физиологических механизмах, лежащих в основе развития силы скелетных мышц (R.M. Enoka, 1988; Ю.В. Корягина, 2003; Р.М. Городничев, 2005; J. Gondin et al., 2014).

Целый ряд исследований специалистов посвящен разработке нетрадиционных методов повышения силовых возможностей человека (И.П. Ратов, 1979; В.Г. Федотова, 2010; G. Attene et al., 2014), среди которых наиболее всесторонне описаны методические подходы к развитию силы скелетных мышц посредством их электростимуляции в состоянии покоя и при непосредственном выполнении мышечной работы (Я.М. Коц, 1971; Г.Ф. Колесников, 1977; А.А. Николаев, 1999; J. Gondin et al., 2005).

Электростимуляционная тренировка мышечной силы имеет некоторые ограничения, связанные с появлением болевых ощущений и дискомфорта, закономерно вызываемых воздействием электрического раздражения. Такие

недостатки не свойственны высокоинтенсивной магнитной стимуляции, которая по механизму возбуждения мышечных и нервных клеток аналогична электрической стимуляции. В связи с этим были проведены исследования по изучению влияния систематической магнитной стимуляции скелетных мышц в состоянии покоя на проявление силовых способностей у здоровых молодых людей (Р.М. Городничев и др., 2007), которые показали эффективность магнитностимуляционной тренировки на силу скелетных мышц. При такой тренировке необходимо воздействовать на мышцу очень мощными стимулами, но технические возможности даже новейших магнитных стимуляторов способны генерировать только определенное число интенсивных стимулов. С учетом этого обстоятельства и анализа сведений литературы представлялось оправданным изучить возможности изменения силовых способностей мышц посредством более слабого по интенсивности магнитного воздействия на мышцы-агонисты движения в процессе его непосредственного выполнения.

Объект исследования – механизмы влияния магнитной стимуляции мышц на их функциональные свойства.

Предмет исследования – динамика силовых возможностей мышц при воздействии магнитной стимуляции.

Гипотеза – предполагалось, что ритмическая магнитная стимуляция мышц, вызывающая активацию дополнительных двигательных единиц, будет способствовать развитию мышечной силы.

Цель работы заключалась в изучении возможностей повышения мышечной силы посредством ритмической магнитной стимуляции мышц на фоне их произвольного сокращения.

Задачи исследования:

1. Выявить особенности рефлекторных мышечных ответов, вызываемых наносимой на периферический нерв однократной магнитной стимуляцией различной интенсивности.

2. Изучить влияние ритмической магнитной стимуляции мышц, различающейся по частоте и интенсивности стимулов, на силовые мышечные способности.

3. Определить особенности изменений мышечной силы при воздействии магнитной и электрической стимуляции с целью разработки оптимального режима магнитностимуляционной тренировки для развития силовых способностей мышц голени.

4. Исследовать изменение силовых способностей человека под влиянием курса ритмической магнитной стимуляции, наносимой на мышцы непосредственно в ходе их сокращения.

Научная новизна. В работе получены новые сведения об изменении рефлекторной возбудимости мотонейронов спинного мозга при увеличении интенсивности однократной магнитной стимуляции периферического нерва. Показано, что максимальные рефлекторные мышечные ответы, вызываемые высокоинтенсивным магнитным воздействием, достигаются при меньшем превышении порога, чем в случае использования электрической стимуляции периферического нерва. Выявлено меньшее увеличение силового вращательного момента при повышении частоты и интенсивности ритмического магнитного воздействия на мышцы, чем при электрическом раздражении и в то же время отсутствие болевых и дискомфортных ощущений в условиях нанесения магнитных стимулов. Впервые установлено, что пятнадцатидневный курс магнитной стимуляции скелетных мышц, осуществляемой на фоне их произвольного сокращения, повышает силовые способности мышц, отражающиеся в приросте максимального силового вращательного момента и увеличении мощности нисходящего драйва на мотонейроны спинного мозга. Определены закономерные изменения параметров электрической активности мышц, лежащие в основе повышения силы их сокращения в результате магнитностимуляционной тренировки.

Теоретическая значимость. Полученные в работе данные расширяют современные представления о механизмах влияния высокоинтенсивного

магнитного воздействия на организм человека. Сведения о повышении силовых способностей посредством магнитностимуляционной тренировки мышц имеют значение для развития теоретических представлений о факторах, определяющих эффективность различных по природе внешних стимуляционных воздействий на нервно-мышечный аппарат человека.

Практическая значимость. Разработанный методический подход повышения мышечной силы посредством магнитностимуляционной тренировки мышц дополняет спектр нетрадиционных методик для развития двигательных способностей человека. Магнитная стимуляция мышц может быть использована в клинической практике при реабилитационном восстановлении двигательных функций пациентов после повреждения и заболеваний спинного мозга и скелетных мышц. Полученные данные об изменении рефлекторных мышечных ответов и силового вращательного момента при увеличении силы и частоты магнитной и электрической стимуляции периферического нерва и самих мышц можно применять при моделировании направленного воздействия силовых тренировочных программ на функциональное состояние мышечного аппарата спортсменов.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Постактивационный эффект, вызываемый пятнадцатидневной магнитностимуляционной тренировкой, сохраняется до тринадцати суток, что отражается в повышенном уровне как мышечной силы, так и параметров электрической активности мышц-агонистов в процессе реализации максимального усилия.
2. Увеличение мышечной силы под влиянием магнитностимуляционной тренировки мышц сопровождается изменением рефлекторной возбудимости мотонейронных пулов, обеспечивающих выполнение двигательного действия.
3. Максимальная амплитуда рефлекторных мышечных ответов, вызываемых высокоинтенсивной магнитной стимуляцией и электрическим раздражением периферического нерва, достоверно не различается, что

свидетельствует о примерно одинаковом количестве активируемых афферентных и эфферентных нервных волокон при обоих видах стимуляционного воздействия.

Апробация работы. По материалам диссертации опубликовано 9 печатных работ, в том числе 2 статьи в журналах, входящих в перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий, рекомендованных ВАК Министерства образования и науки Российской Федерации. Результаты исследования доложены и обсуждены на: VII и VIII Всероссийской с международным участием Школе-конференции по физиологии мышц и мышечной деятельности «Новые подходы к изучению классических проблем» (Москва, 2013, 2015); Всероссийской научно-практической конференции «Инновационные технологии повышения спортивной работоспособности» (Великие Луки, 2013); XXII съезде физиологического общества им. И.П. Павлова (Волгоград, 2013); V Российской с международным участием конференции «Управление движением» (Петрозаводск, 2014).

Результаты исследования и методика оценки силовых возможностей магнитной стимуляцией мышц внедрены и применяются в спортивно-оздоровительном комплексе «Стрелец» ООО «Газпром трансгаз Санкт-Петербург» – Псковское ЛПУМГ, муниципальном автономном образовательном учреждении дополнительного образования детей «Детско-юношеская спортивная школа № 2 «Экспресс».

Структура и объем диссертации. Диссертация, объемом 115 страниц печатного текста, состоит из введения и 5 глав, включающих обзор литературы, описание методов исследования, изложение полученных результатов собственных исследований и их обсуждение, выводов, практических рекомендаций, списка литературы и двух актов внедрения. Работа содержит 13 рисунков и 12 таблиц. Библиография включает 196 литературных источников (107 отечественных, 89 иностранных).

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Общая характеристика мышечной силы

Силовые возможности человека имеют существенное значение в его повседневной и трудовой деятельности. Особо важен уровень развития силовых возможностей для достижения высоких результатов во многих видах спорта (Ю.В. Верхошанский, 1993; В.Н. Платонов, 2004; А.А. Василенко, 2006). Под силой понимается способность человека преодолевать внешнее сопротивление или противодействовать ему за счет активности мышц (В.М. Зациорский, 2009). В физиологии различают абсолютную и относительную мышечную силу (P.V. Komi, 1986; С.Ю. Бершицкий, 2005). Абсолютной силой называют отношение максимальной мышечной силы к физиологическому поперечнику мышцы (площади поперечного разреза всех мышечных волокон). Измеряется она в ньютонах или килограммах силы на 1 см^2 (Н/см^2 или кг/см^2). Отношение максимальной мышечной силы к её анатомическому поперечнику – толщине в целом, определяемой числом и толщиной отдельных мышечных волокон, называется относительной силой. Она измеряется в тех же единицах. При сравнении силовых возможностей людей разного веса обычно рассчитывают величину силы, приходящейся на 1 кг собственного веса (В.В. Кузнецов, 1975; Ю.В. Корягина, 2003; А.Н. Хорунжий, 2007; Р.Н. Дорохов и др., 2009).

В естественной деятельности организма сила проявляется при различных типах мышечных сокращений: изометрическом, концентрическом, эксцентрическом и изокINETическом (Н.П. Анисимова, 1980; Д.Ю. Бравая, 1985; Т.Л. Немировская, 2003; Н.М. Тарбеева, 2013). Изометрическое – это сокращение мышцы, при котором она развивает

усилие без изменения своей длины. Концентрическое сокращение осуществляется при укорочении длины мышцы, когда внешняя нагрузка меньше напряжения мышцы. Эксцентрическое сокращение происходит в том случае, если внешняя нагрузка больше развиваемого мышцей усилия, а сама мышца удлиняется. При таком типе мышечного сокращения развивается наиболее значительная сила в сравнении с другими типами мышечного сокращения. Изокинетическое – это сокращение мышцы обеспечивающее изменение суставного угла с постоянной скоростью при компенсации меняющегося напряжения мышц посредством регуляции внешнего сопротивления. Сокращение такого типа достигается только при помощи специальных динамометрических устройств. Для обеспечения постоянной скорости перемещения внешняя нагрузка возрастает в тех суставных углах, где мышца может развивать значительное напряжение и, наоборот, нагрузка уменьшается при тех углах, в которых, мышца развивает меньшее усилие (А.А. Скурвидас, 1988; Р.М. Городничев, 2005; С.А. Моисеев, 2010).

Определение мышечной силы у человека осуществляется в процессе его произвольного усилия, стремления максимально сократить исследуемые мышцы (Ю.И. Гришина, 2012). В этом случае развивается максимальная произвольная сила (МПС). При рассмотрении силовых возможностей как двигательного качества человека принято выделять следующие виды силы: собственно-силовые способности и скоростно-силовые способности (В.М. Зациорский, 1970). Собственно-силовые способности проявляются при статических усилиях и медленных движениях (В.Н. Платонов, 2004). Под скоростно-силовыми способностями понимается умение человека развить максимальное усилие в кратчайший промежуток времени (Д.В. Попов и др., 2004). Они могут быть достигнуты за счет увеличения силы или скорости сокращения мышц, или обоих компонентов. Обычно наибольший прирост мощности достигается за счет увеличения мышечной силы. Разновидностью способностей являются «взрывная сила» (В. Родионов, 1966; А.В. Фалеев, 2006). Этим термином обозначают способность достигать максимума

проявляемой силы по ходу движений в возможно меньшее время. При проявлении взрывной силы важна не столько величина силы, сколько её нарастание во времени, т.е. градиент силы. Результативность выполнения скоростно-силовых упражнений тем выше, чем меньше длительность нарастания силы до её максимального значения. В качестве специфического фактора некоторых скоростно-силовых способностей спортсмена выделяют реактивные свойства мышц. Они проявляются в движениях, включающих мгновенное переключение от уступающего к преодолевающему режиму работы мышц, и характеризуются тем, что величина преодолевающих усилий существенно возрастает под влиянием предварительного быстрого, «принудительного» растягивания работающих мышц за счет кинетической энергии перемещающейся массы (Е.А. Ширковец, 2003).

Максимальная произвольная сила зависит от мышечных (периферических) и координационных (центрально-нервных факторов) (Я.М. Коц, 1986). К мышечным (периферическим) факторам, определяющим произвольно развиваемую максимальную силу относятся следующие: 1) длина мышц, поскольку усилие мышцы зависит от её длины; 2) условия действия мышечной тяги – плечо рычага действия мышечной силы и угол приложения этой силы к костным рычагам; 3) физиологический поперечник сокращающихся мышц, в связи с тем, что при прочих равных условиях развиваемая мышцей сила тем больше, чем больше её поперечник; 4) соотношение быстрых и медленных мышечных волокон в сокращающихся мышцах, так как проявляемая мышечная сила тем больше, чем больше в сокращающейся мышце быстрых волокон (P.D. Collnick et al., 1981; Е.А. Космина, 2012).

Координационные (центрально-нервные) факторы включают в себя совокупность центрально-нервных механизмов управления мышечным аппаратом – механизмы координации отдельных двигательных единиц (ДЕ) и механизмы межмышечной координации. Структурно-функциональная организация нейрональных сетей головного и спинного мозга обеспечивает

взаимосвязь этих обоих механизмов. Механизмы координации активности ДЕ определяют количество и частоту нервных импульсов, поступающих в скелетные мышцы от мотонейронов спинного мозга, и тем самым обеспечивают переход от слабых одиночных сокращений их волокон к мощным тетаническим. С помощью данных механизмов может достигаться максимальное значение произвольно развиваемой мышечной силы. Величина МПС отдельной скелетной мышцы человека зависит от силы сокращения других мышц. Максимальная сила конкретной мышцы развивается лишь при совершенной межмышечной координации, обеспечивающей оптимальный выбор мышц – синергистов, понижение активности мышц – антагонистов и повышение усилий мышц, фиксирующих соответствующие смежные суставы (Ю.С. Саплинскас, 1990; В.Н. Попенко, 1994; В.Н. Курьсь, 2004; Д.В. Медведев, 2007).

Следует подчеркнуть, что управление мышцами, когда требуется проявить их максимальные произвольные усилия, является сложной задачей для центральной нервной системы. Поэтому, в обычных условиях МПС мышц меньше в сравнении с их усилиями, развиваемыми в ответ на тетаническую электростимуляцию самих мышц. Разницу между МПС мышц и силой, вызываемой электростимуляцией, называют силовым дефицитом (Я.М. Коц, 1986).

Чем совершеннее центральное управление мышечным аппаратом, тем меньше силовой дефицит данной мышечной группы. Величина силового дефицита зависит от: психологического, эмоционального состояния испытуемого; количества одновременно активируемых мышечных групп; степени совершенства управления вовлеченными в работу мышцами (Я.М. Коц, 1986; M.H. Stone et al., 2007; D.J. Kidgell et al., 2010).

При решении двигательных задач, требующих проявления различных по величине мышечных усилий, используются три основных механизма:

- 1) регуляция количества активных ДЕ;
- 2) регуляция частоты импульсации мотонейронов;

3) синхронизация активности отдельных ДЕ во времени (В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик, 1985; Р.М. Енока, 1988).

1. Количество активных двигательных единиц. Поскольку каждая мышца иннервируется многими мотонейронами, имеющими разные пороги рекрутирования, изменение числа активных мотонейронов (ДЕ) является важным способом регуляции силы сокращения мышц. С увеличением количества активных ДЕ возрастает и развиваемая данной мышцей сила.

В начале 30-х годов прошлого века было установлено, что небольшие мотонейроны, иннервирующие медленные мышцы, активируются легче, чем более крупные мотонейроны, составляющие быстрые ДЕ. Вопрос о порядке рекрутирования ДЕ наиболее полно изучался Э. Хеннеманом, который доказал неизменность и стереотипность порядка активации ДЕ в соответствии с размером их мотонейронов (Е. Henneman, 1957). С увеличением интенсивности возбуждающих влияний на мотонейроны со стороны центральных моторных структур и периферических рецепторов прежде всего активируются маленькие, медленные ДЕ. При дальнейшем усилении возбуждающих влияний в работу вовлекаются быстрые, устойчивые к утомлению ДЕ. Быстрые, быстро утомляемые ДЕ активируются последними, при достижении силы сокращения в 20 – 25 процентов от максимальной.

Следовательно, порядок активации ДЕ определяется собственным свойством их мотонейронов – величиной: чем меньше размер мотонейрона, тем ниже порог его активации (рекрутирования). Этот принцип активации мотонейронов называется принципом размера или принципом Хеннемана. Согласно этому принципу, самые малые ДЕ мышцы активны при любом её сокращении, тогда как большие, быстрые ДЕ, входящие в состав данной мышцы, активны лишь при больших усилиях. Поэтому у одной и той же мышцы степень использования больших, быстрых ДЕ по сравнению с малыми, медленными единицами, меньше (Р.М. Энока, 1998).

Интенсивность возбуждающих влияний, воздействующих на мотонейроны данной мышцы, зависит от характера решаемой двигательной задачи (Л.П. Кудина, 1983; А.Дж. Мак-Комас, 2001; Р.М. Сагитов, 2001). Если при выполнении движения мышца должна развить небольшую силу, то к её мотонейронам поступает слабый поток нервных импульсов. В связи с тем, что в состав любой мышцы входят и быстрые, и медленные ДЕ, отличающиеся размерами своих мотонейронов, реакция ДЕ на этот поток нервных импульсов различна. Активность возникает лишь в медленных ДЕ, имеющих небольшие размеры мотонейрона, а, следовательно, и низкие пороги рекрутирования. Быстрые ДЕ у данной мышцы в этом случае не активируются. Поэтому диапазон слабых усилий мышцы обеспечивается активностью только медленных, устойчивых к утомлению ДЕ (тип S).

При выполнении движения, требующего большой силы сокращения данной мышцы, её мотонейроны подвергаются воздействию более интенсивного потока нервных импульсов (Р.С. Персон, 1976). Это приводит к увеличению числа активирующихся ДЕ. Кроме медленных, низкопороговых ДЕ включаются в работу и быстрые высокопороговые ДЕ. Чем больше возрастает интенсивность возбуждающих влияний на мотонейроны, тем более крупные по размеру ДЕ вовлекаются в работу. Следовательно, значительная сила сокращения мышцы обеспечивается активностью ДЕ всех трех типов (S, FR, FF).

2. Частота импульсации мотонейронов. При слабом сокращении скелетных мышц частота импульсации составляет 5 – 10 Гц. В таком диапазоне частот даже медленные ДЕ большинства мышц работают в режиме зубчатого тетануса или даже одиночного сокращения. Гладкость сокращения всей мышцы обеспечивается в этих условиях неодновременностью (асинхронностью) активности разных ДЕ.

С увеличением силы сокращения мышцы частота разрядов ДЕ возрастает (И.И. Яцанинас, 1983). При силе сокращения, равной 30 % – 60 % от максимальной, частота импульсации ДЕ достигает 20 – 30 Гц, а при

максимальной силе сокращения – 50 Гц. В кратковременных залпах активности, регистрируемых в начале очень быстрого и сильного сокращения, мгновенная частота импульсации достигает 90 Гц и даже 120 Гц. Изложенные выше факты доказывают участие механизма изменения частоты импульсации ДЕ в регуляции силы сокращения мышц. Чем выше (до определенного предела) частота импульсации отдельной ДЕ, тем больше сила сокращения её мышечных волокон и тем больше её вклад в развиваемое всей мышцей усилие. Для каждой отдельной ДЕ характерно определенная частота импульсов, при которой силовые возможности всех её мышечных волокон реализуются полностью. Регуляция силы сокращения мышцы путем изменения частоты импульсации ДЕ наиболее выражена у быстрых ДЕ.

Частота возбуждения отдельной ДЕ определяется интенсивностью нисходящего потока нервных импульсов, воздействующего на мотонейрон данной ДЕ. Если интенсивность возбуждающих влияний невелика, то включаются лишь низкопороговые медленные ДЕ, которые импульсируют с относительно невысокой частотой, достаточной для обеспечения режима одиночного сокращения и зубчатого тетануса. Такая частота импульсации ДЕ обеспечивает сокращение мышцы с умеренной силой в течение продолжительного времени. Именно в этом диапазоне работают ДЕ скелетных мышц при поддержании вертикальной позы тела.

Увеличение силы сокращения мышцы достигается усилением интенсивности возбуждающих влияний на её мотонейроны. В таких условиях включаются в работу высокопороговые быстрые ДЕ, частота импульсации которых возрастает с повышением интенсивности потока нервных импульсов к мотонейронам этих ДЕ (В. Calancie et al., 1987). Максимальная сила сокращения мышцы достигается в том случае, когда частота импульсации в большинстве высокопороговых быстрых ДЕ обеспечивает сокращение их мышечных волокон в режиме гладкого тетануса. Продолжительность поддержания сокращений с такой силой не велика.

Определение относительной роли механизмов рекрутирования и увеличения частоты импульсации ДЕ с увеличением усилия мышцы требует знаний о максимальных возможностях каждого из них. Сопоставление силы сокращения мышц при самой низкой частоте импульсации их ДЕ (усредненной силы зубчатого тетануса) с силой, развиваемой при высокой частоте импульсации (гладкого тетануса), показало, что последняя в несколько раз больше. Следовательно, рекрутирование всех ДЕ при низкой частоте импульсации обеспечивает меньший прирост силы, чем тот, который дает увеличение частоты. Это означает, что в развитие силы сокращения максимальные возможности частотного механизма больше максимальных возможностей механизма рекрутирования. В различных диапазонах силы и в разных условиях сокращения возможно как параллельное использование обоих механизмов для увеличения силы мышечного сокращения, так и преимущественное использование одного из них. В реальных условиях мышечной деятельности человека большая часть ДЕ активируется в диапазоне от 0 % до 50 % максимальной силы сокращения, после чего вовлекается лишь небольшое (около 10 %) количество наиболее высокопороговых ДЕ, а увеличение силы от 75 % до 100 % достигается исключительно за счет роста частоты импульсации (А.А. Гидиков, 1975; Р.С. Персон, 1985; В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик, 1985; Д.А. Петров, 2001).

3. Синхронизация сокращения мышечных волокон отдельных ДЕ во времени. Сокращение мышцы всегда осуществляется при активности нескольких или многих ДЕ. Характер временной взаимосвязи активности различных ДЕ в определенной мере влияет на силу сокращения мышцы. Совпадение во времени отдельных импульсов двух или более ДЕ называется синхронизацией (Р.С. Персон, 1985; M.L. Foss, S.J. Keteyian, 2008). Рассмотрим влияние синхронизации на силу сокращения на примере трех ДЕ. Если каждая из трех ДЕ сокращается синхронно с другими и работает в режиме одиночного сокращения, то сокращение мышечных волокон каждой из ДЕ совпадает с сокращением других ДЕ. Следовательно, сокращения трех

ДЕ накладываются друг на друга. Происходит суммация сокращений отдельных ДЕ и мышца развивает сравнительно большую силу. Наоборот, если три ДЕ сокращаются асинхронно (не одновременно), то суммации не происходит и мышца развивает меньшую силу. В первом случае наблюдаются значительные колебания силы мышечного сокращения, во втором они существенно меньше. Этот пример свидетельствует о том, что при работе ДЕ в режиме одиночного сокращения асинхронность их активности обеспечивает сглаженность сокращений всей мышцы. Увеличение числа асинхронно работающих ДЕ приводит к уменьшению колебаний в напряжении мышцы, что способствует более плавному выполнению и точному поддержанию той или иной позы. В естественных условиях жизнедеятельности большинство ДЕ мышцы работают асинхронно. За счет этого достигается сглаженность сокращения мышц в условиях, когда мышечные волокна ДЕ из-за низкой частоты импульсации мотонейронов работают в режиме одиночного сокращения или зубчатого тетануса.

Нормальная временная связь активности мышечных волокон отдельных ДЕ нарушается при мышечном утомлении. Это проявляется в периодическом группировании («сгущении») импульсов разных ДЕ. В таких условиях теряется плавность и точность выполняемого движения и возникает тремор утомления – дрожательные движения с относительно большой амплитудой (Ю.С. Саплинскас, И.И. Ящанинас, 1980; Д. Козаров, Ю.Т. Шапков, 1983; Ю.Т. Шапков, 1984).

Если ДЕ работают в режиме гладкого тетануса, характер связи их активности во времени не оказывает сколь – либо существенного влияния на величину развиваемого мышцей статического усилия. Это связано с тем, что при гладком тетанусе сила сокращения каждой из работающей ДЕ поддерживается практически на постоянном уровне. Поэтому при относительно длительных и сильных сокращениях мышцы характер взаимоотношений во времени импульсной активности разных ДЕ фактически не отражается на максимальном усилии мышцы (Р.М. Городничев, 2005).

Синхронизация активности ДЕ играет важную роль при быстрых сокращениях или в первый момент любого сокращения, так как влияет на скорость развития сокращения. Естественно, что чем больше совпадают сократительные циклы разных ДЕ в первоначальный период сокращения мышцы, тем быстрее оно нарастает. Вначале выполнения быстрых движений, связанных с преодолением значительной внешней нагрузки, обычно, наблюдается ярко выраженная синхронизация импульсной активности ДЕ. Это в существенной степени определяется тем, что в первый момент реализации движения частота разрядов выше, чем в последующем.

Высокая первоначальная частота импульсации и активность большого количества мотонейронов способствуют увеличению вероятности совпадения сократительных циклов разных ДЕ в процессе развития усилия. Таким образом, скорость развития сокращения мышцы зависит как от количества активных ДЕ, так и от начальной частоты и степени синхронизации импульсной активности мотонейронов данной мышцы.

1.2. Методы развития мышечной силы

Повышение силовых способностей происходит лишь тогда, когда осуществляются максимальные мышечные напряжения. Поэтому основная проблема в методике силовой подготовки состоит в том, чтобы обеспечить в процессе выполнения упражнений достаточно высокую степень мышечных напряжений (Д.Ю. Бравая, 1985; В.Н. Попенко, 1994; А.В. Фалеев, 2006; Ю.И. Люташин, 2010; Ю.И. Гришина, 2012; Ю.В. Верхошанский, 2013). В силовых тренировочных программах применяются различные способы создания субмаксимальных и максимальных напряжений: поднятие предельных отягощений небольшое число раз; поднятие неопредельного

веса максимальное количество раз – «до отказа»; преодоление непредельных отягощений с максимальной скоростью; преодоление внешних сопротивлений при постоянной длине мышц; стимулирование сокращения мышцы за счет веса падающего груза или собственного тела и др. (В.В. Кузнецов, 1975; А.Л. Кривенцов, 1987; Ю.В. Верхошанский, 1993; В.Н. Платонов, 1997; В.Н. Курьсь, 2004; А.А. Василенко, 2006; А.В. Воронов и др., 2006; А.Д. Минигалин и др., 2011).

В современной литературе, посвященной вопросам силовой подготовки, обычно выделяют следующие методы развития силы: изометрический, концентрический, эксцентрический, изокINETический (Дж.Х. Уилмор, Д.Л. Костил, 1997; М.Н. Stone et al., 2007; А.В. Самсонова, 2011; Р. Houbert, 2011).

Изометрический метод предусматривает напряжение скелетных мышц без изменения их длины, при неподвижном положении сустава. Изометрический метод приводит к приросту силы, проявляемой в основном в том суставном угле, в котором осуществляется тренировочное упражнение. Следует учитывать, что сила, приобретенная в результате таких силовых тренировочных программ, слабо распространяется на работу динамического характера. При изометрической тренировке прирост силовых качеств сопровождается уменьшением скоростных возможностей спортсменов, что проявляется через несколько недель силовой тренировки (А.Н. Воробьев, 1989; В.Е. Чурсинов, 2011).

Концентрический метод основан на выполнении физических упражнений с преодолевающим характером работы и одновременным напряжением мышц, и сокращением их длины. При выполнении упражнений с отягощениями (штангой, набивными мячами и др.) сопротивление не изменяется на протяжении всего движения. Доступность метода при достаточно высокой его эффективности, простота применяемого при этом оборудования позволяют решать задачи двигательной подготовки, связанной

с созданием силового фундамента и развитием максимальной силы (В.В. Кузнецов, 1975; О.Л. Виноградова, 2004; А.А. Василенко, 2006).

Эксцентрический метод. При тренировке с использованием этого метода выполняются двигательные действия уступающего характера, с сопротивлением внешней нагрузке и одновременным растягиванием мышц. Уступающий характер двигательного действия достигается за счет использования больших отягощений, обычно на 10 – 30 % превышающих доступные, при работе преодолевающего характера. Данный метод более утомителен, приводит к большому накоплению в мышцах продуктов распада. Установлено, что движения, выполняемые в эксцентрическом режиме, вовлекают в работу меньшее количество мышечных волокон по сравнению с упражнениями concentрического характера. Большая нагрузка на меньший объем мышечных волокон является определенным риском для их повреждения и может привести к нарушению структуры саркомеров и Z-линий, воспалению, отечности, появлению болевых ощущений. Однако, работа уступающего характера является эффективным способом достижения максимального растяжения мышц, что обеспечивает совмещенное развитие силовых качеств и гибкости (В.Н. Платонов, 2004; В.М. Зациорский, 2009).

Изокинетический метод тренировки возможен лишь при наличии специальных тренажеров. В этом случае двигательное действие осуществляется при постоянной скорости движения. Мышцы преодолевают сопротивление и развивают максимальное напряжение на всей траектории изменения суставного угла. Динамометрический тренажер автоматически изменяет внешнюю нагрузку – повышает в тех суставных углах, где мышцы способны развивать большое усилие и понижает в тех углах, в которых мышцы развивают меньшее усилие. Преимуществом изокинетического метода является значительное сокращение времени для выполнения упражнений, уменьшение вероятности травм, быстрое восстановление в процессе самой работы. Серьезным недостатком применения данного метода

является то, что необходимое оборудование громоздкое, сложное и дорогостоящее (Ю.В. Корягина, 2003; M.L. Foss, S.J. Keteyian, 2008).

Наиболее общие сведения о достоинствах и недостатках описанных выше методов развития мышечной силы, вытекающие из анализа публикаций, по данной тематике приведены в таблице 1.

Таблица 1

Характеристика методов силовой подготовки

Критерии	Сравнительный рейтинг			
	1	2	3	4
Прирост силы	Низкий	Хороший	Хороший	Отличный
Прирост силы на траектории движения	Низкий	Хороший	Хороший	Отличный
Время тренировочной сессии	Отличный	Низкий	Низкий	Хороший
Легкость выполнения	Отличный	Низкий	Низкий	Хороший
Соответствие соревновательному движению	Низкий	Хороший	Хороший	Отличный
Вероятность мышечной болезненности	Хороший	Низкий	Низкий	Отличный
Вероятность травмирования	Хороший	Низкий	Низкий	Отличный
Улучшение двигательного навыка	Низкий	Хороший	Хороший	Отличный

Примечание: 1 – изометрический; 2 – концентрический; 3 – эксцентрический; 4 – изокинетический, таблица составлена по данным работ В.Н. Платонова (2004), M.L. Foss, S.J. Keteyian (2008), В.Е. Чурсинова (2011).

Некоторые авторы выделяют как отдельный метод силовой подготовки плиометрический метод, который основан на стимуляции сокращений мышц посредством кинетической энергии тела, запасенной при его падении (спрыгивании) с определенной высоты (G. Attene et al., 2014; R. Ramirez-Campillo et al., 2014). Торможение падения тела на сравнительно коротком пути вызывает резкое растяжение мышц, стимулирует центральную импульсацию мотонейронов и создает в мышцах упругий потенциал напряжения. При последующем переходе от уступающей работы к преодолевающей происходит быстрое и эффективное сокращение рабочих мышц. Таким образом, используется не масса отягощения, а его

кинетическая энергия, полученная, например, при свободном падении тела спортсмена с определенной высоты и последующем выпрыгивании вверх. Плиометрический метод травмоопасен, поэтому может использоваться только хорошо подготовленными спортсменами, имеющими высокий уровень максимальной и скоростной силы, хорошую подвижность в суставах и высокие координационные способности (J.F. Kramer, 1993; N.A. Maffiuletti et al., 2002; N. Ozbar, 2014).

К дополнительным способам повышения силовых способностей относят те виды воздействия на человека, при которых сила скелетных мышц увеличивается за счет фармакологических препаратов и целенаправленных стимуляций (И.П. Ратов, 1979; О.С. Кулиненко, 2009; В.Г. Федотова, 2010). На наш взгляд, особого рассмотрения заслуживает применение анаболических стероидов (Р.Д. Сейфулла, 1996; 2003) и электрической стимуляции скелетных мышц (Я.М. Коц, 1971; Г.Ф. Колесников, 1977; I. Jimenex, 1988; V.J. Robertson, A.R. Ward, 2002).

Анаболические стероиды – это класс фармакологических препаратов, которые по своей химической структуре и фармакологическому действию близки к тестостерону, являясь его производными (W. Kindermann, 2006; Е.Ю. Андриянова, 2014). Они усиливают процессы синтеза нуклеиновых кислот, белка в клетках, различных ферментов и, благодаря этому, влияют практически на все виды обмена веществ в организме. Это, в конечном итоге, приводит к увеличению массы тела за счет усиленного роста мышечной ткани, уменьшению процента жировой ткани и приросту физической работоспособности: силовых качеств и выносливости (Н.И. Волков и др., 2000).

Тестостерон стал первым анаболическим стероидом и до сих пор является основой всех анаболиков, применяемых сегодня в виде фармакологических препаратов. По результатам проведенных исследований стало очевидно, что в организме человека тестостерон действует как сильное анаболическое средство (Ю.В. Хмелевский, 1984; В.Н. Костюченков и др.,

1989). Анаболический эффект связан прежде всего с усиленным ростом мышечных тканей (Р.Д. Сейфулла, 1996). В организме человека анаболическим эффектом обладают также соматотропин (соматотропный гормон – СТГ) и гонадотропин – гормоны гипофиза. Первый из них действует непосредственно на ткани и органы, второй увеличивает синтез эндогенного тестостерона в организме (М. Alen, P. Rahkila, 1884; J.P. Perry et al., 1990). Оба запрещены к применению в спорте медицинской комиссией международного олимпийского комитета (В.А. Семенов, 2003).

В отличие от анаболических стероидов, запрещенных для применения в спорте, существует способ развития мышечной силы, который разрешен в спортивной практике – электрическая стимуляция скелетных мышц (Я.М. Коц, 1971; A. Delitto, L. Snyder-Mackler, 1990; Ю.А. Коряк, 1993).

Электростимуляция – это воздействие электрических импульсов, сходных по своей фазовой структуре к току мембраны нервных и мышечных клеток, на мышцы и другие ткани (Я.М. Коц, 1971; А.А. Николаев, 1999). В естественных условиях жизнедеятельности скелетные мышцы сокращаются по желанию человека под воздействием сигналов из центральной нервной системы. Такое сокращение называют произвольным. Сокращение мышц также можно вызвать электрическими импульсами пороговой или надпороговой силы, наносимыми в состоянии мышечного покоя, которые будут, подобно нервным импульсам, возбуждать мышечные и/или нервные клетки, но извне (D.H. Johnson et al., 1977). Такая процедура получила название электростимуляции (ЭС) мышц или электромиостимуляции (ЭМС) (K. Hakkinen et al., 1986; J.N. Gibson et al., 1988; Г.А. Макарова, 2012).

Поскольку порог возбудимости аксонов ниже, чем у мышечных волокон (E. Hultman et al., 1983), электрический ток активизирует нервы прежде, чем мышечные волокна. Электрический импульс передается через кожу с помощью поверхностных электродов, помещенных на проекции двигательной точки мышцы. ЭМС влияет на обмен веществ в мышечной ткани и вызывает значительные изменения в структуре мышечных волокон

(N. Gould et al., 1983; K. Hainaut, J. Duchateau, 1992; B.R. Sanchez et al., 2005; D. Durmus et al., 2007).

Количественные изменения зависят от длительности курса и числа сеансов стимуляции. Определено, что содержание гликогена в мышцах увеличивается уже после 3 – 5 дней электростимуляции. Скелетная мышца под влиянием электростимуляции повышает свою работоспособность, что находит отражение в увеличении аэробного потенциала, повышении интенсивности гликолиза и соответствующих механизмов ресинтеза АТФ. После сеанса электростимуляции повышаются возбудимость и лабильность стимулируемой мышцы и их силовые и скоростно-силовые возможности (A. Delitto et al., 1988; А.А. Николаев, 1999).

В исследованиях В.Ю. Давиденко (1972); Г.Ф. Колесникова (1977) показано, что при систематической электростимуляции отдельных групп мышц происходят благоприятные биохимические сдвиги в нетренируемых симметричных мышцах, а также сдвиги во всем организме, в частности, в механизмах нервной и гуморальной регуляции. Кроме того, в исследованиях установлено, что электростимуляция приводит к так называемой миофибриллярной гипертрофии мышц за счет увеличения синтеза белков и содержания РНК в мышце. Длительное применение ЭМС с целью оптимизации двигательной активности помогает увеличить: мышечную массу (M. Cabric et al., 1987; J. Gondin et al., 2005), силу и мощность сокращения (L. Snyder-Mackler et al., 1994; 1995; N.A. Maffiuletti et al., 2002), выносливость (Р.М. Городничев, 1979; С.К. Kim et al., 1995), улучшить иннервацию мышц (J. Gondin et al., 2005).

На протяжении многих лет электростимуляция мышц использовалась главным образом в клинической практике для терапии патологического нервно-мышечного аппарата, восстановление двигательных функций которого труднодостижимо из-за необратимых нарушений в центральном звене моторного управления, или весьма ограничено вследствие необратимых изменений в самом мышечном аппарате (Я.М. Коц, 1975; Г.Ф.

Колесников, 1977; M.C. Morrissey et al., 1985; J.N. Gibson et al., 1989; C. Gobelet et al., 1992; E. Tsuda et al., 2001; 2003; D. Durmus et al., 2007).

В 70 – 80-е годы прошлого века особое внимание привлекала идея использования электростимуляции для физиологически нормальных скелетных мышц. В процессе таких исследований выявлены разнообразные практические задачи, которые могли решаться с помощью этого метода (K.R. Mills, N.M.F. Murray, 1986; A.J. Nitz, J.J. Dobner, 1987). Прежде всего, электростимуляция могла успешно применяться с медицинскими целями: в качестве средства тренировки мышечного аппарата при нарушении осанки, сколиозах, плоскостопиях, для профилактики и лечения акинетических мышечных атрофий, для тренировки мышц культи ампутированной конечности, для создания искусственного «мышечного насоса» у больных в послеоперационном периоде, как средство борьбы с тромбообразованиями, для управления искусственными протезами (Ю.Ю. Бредекис, 1974; Э.К. Казимиров, 1975).

В этот период времени также были развернуты исследования по применению электростимуляции как дополнительного средства тренировки силы мышечного аппарата у спортсменов (Я.М. Коц, 1971; Я.М. Коц, В.А. Хвилон, 1971; В.А. Хвилон, 1974; Г.В. Гавриленко и др., 1977). Разработанная и экспериментально проверенная программа тренировки мышечной силы (Я.М. Коц, В.А. Хвилон, 1971; Я.М. Коц, 1975) состояла из 10 – минутной процедуры, на протяжении которой тренируемые мышцы стимулировались в изометрическом режиме 10 раз по 10 секунд с 50 – секундными перерывами между раздражениями (сокращениями). Электростимуляция проводилась прямоугольными импульсами с частотой 50 Гц. В случае применения тренировки для нескольких мышечных групп она проводилась путем последовательного чередования стимулируемых мышц. Такая тренировка обеспечивала быстрый и очень значительный прирост силы стимулируемых мышц. В среднем после 10 электростимуляционных тренировок, проводимых каждый день или через день, прирост

максимальной произвольной силы составлял около 20 %, после 15 тренировок – около 30 %, после 20 тренировок – 40 % и более. Дальнейшее продолжение таких тренировок не вызвало заметного прироста мышечной силы.

Кроме развития произвольной мышечной силы, электростимуляционная тренировка повышала и другие функциональные свойства мышечного аппарата – скорость сокращения мышц, произвольную статическую и динамическую выносливость. Скоростные свойства максимально возрастали уже после 10 – 15 тренировок, а мышечная выносливость продолжала расти на протяжении всех 33 тренировок, используемых в проведенных авторами исследования. Достигнутые эффекты сохранялись на протяжении нескольких месяцев. В указанных выше работах описана зависимость результатов тренировки – увеличения, скорости и выносливости от изменений свойств самого мышечного аппарата.

В.А. Мартьянов (1983) в эксперименте показал, что у спортсменов происходит увеличение мышечной силы под влиянием тренировок, сочетающихся с действием дополнительно вызванных электрическим раздражением афферентных влияний. Электростимуляция может быть применена и для ускорения хода восстановительных процессов после напряженной физической работы (А.А. Николаев, 1999).

В последние годы проведена серия исследований по использованию электростимуляции для развития физических качеств специалистами ГНЦ РФ Института медико-биологических проблем РАН (г. Москва). Предпринята попытка поиска средств повышения силы и выносливости при минимизации побочных эффектов в виде угнетения двигательного качества – «антагониста». Для понижения возможной потери силы при развитии выносливости с помощью низкочастотной электростимуляционной тренировки использовалось растяжение стимулируемых мышц (Б.С. Шенкман и др., 2006; О.Л. Виноградова и др., 2014). Сочетание длительной низкочастотной электростимуляции и растяжения мышц позволило

сохранить силовые характеристики стимулированной мышечной группы и в то же время повысить окислительный потенциал (выносливость) их мышечных волокон. Изучалось влияние низкочастотной электростимуляционной тренировки на фоне растяжения на скоростно-силовые возможности и размеры стимулирующих мышц (Д.В. Попов и др., 2004). Установлено, что такой режим тренировки приводит к увеличению объема стимулируемых мышц и препятствует падению силы.

Изложенные выше факты позволяют заключить, что активация скелетных мышц посредством целенаправленного электростимуляционного воздействия может быть использована для изменения функциональных свойств мышечного аппарата человека.

1.3. Магнитная стимуляция в исследованиях человека

В 1965 году впервые была показана возможность активации периферических нервов человека с регистрацией мышечного сокращения у 6 добровольцев с помощью переменного магнитного поля длительностью 300 мс и пиковым напряжением 2000 – 3000 Дж (R.G. Bickford, B.D. Flemming, 1965). Стимуляторы того времени, генерирующие переменное магнитное поле, имели существенные конструктивные недостатки, что в значительной степени снижало возможности и эффективность исследования нервных структур и мышечного аппарата.

Позже, группа ученых Шеффилдского университета под руководством А.Т. Баркера проводила интенсивные исследования по совершенствованию конструкции магнитного стимулятора и сумела создать серию стимулирующих устройств, обладающих достаточной мощностью для активации моторной коры головного мозга непосредственно через черепную

коробку, а также для возбуждения спинного мозга, периферических нервов и мышечных структур (А.Т. Barker et al., 1985). В 1985 году магнитные стимуляторы появились на рынке медицинской техники и за довольно короткое время стимуляция разных отделов ЦНС и мышечного аппарата посредством переменного магнитного поля становится общедоступным методом (С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003; 2006).

Магнитная стимуляция – это стимуляция нервной ткани без прохождения электрического тока через стимулирующие электроды и кожу. При магнитной стимуляции в результате магнитной индукции в глубине тканей происходит генерация переменного электрического поля, которое приводит к появлению в них импульса тока, т.е. процесса возбуждения стимулируемой ткани (Р.Ф. Гимранов, 2002; G. Todd et al., 2003).

Все современные магнитные стимуляторы состоят из мощного конденсатора, стимулирующей катушки (койла) и блока управления. Конденсаторы высокого напряжения заряжаются электрическим током большой силы (до 20 кА). Из конденсатора электроток направляется в стимулирующую катушку, где и происходит генерация переменного магнитного поля большой мощности. Максимальная мощность магнитного поля может достигать 10 Теслов (Т). По причине обеспечения необходимых мер безопасности при проведении соответствующих исследований наибольшее распространение получили стимуляторы, генерирующие максимальное магнитное поле в 2,0 – 2,5 Т. В момент подачи магнитного стимула вследствие деформационных изменений в катушке возникает характерный щелчок, иногда до 100 – 120 дБ (С. Brunholz et al., 1993; Е.Б. Лысков, 2001; Р.М. Городничев и др., 2009). Этот факт необходимо учитывать в процессе исследований.

Магнитные стимуляторы, применяемые в настоящее время, имеют разные технические характеристики. Модели, предназначенные для стимуляции коры головного мозга и периферических нервов, характеризуются следующими основными техническими параметрами:

- 1) фазность импульса – монофазные, бифазные, полифазные;
- 2) длительность импульса – время нарастания и затухания магнитного поля колеблется от 0,1 до 1 мс;
- 3) амплитуда импульса – варьирует от 1,5 до 3,5 Т;
- 4) частота стимуляции – от 0,1 до 100 Гц с межстимульным интервалом менее 1 мс;
- 5) количество стимулов – современные стимуляторы способны обеспечивать без перегрева подачу более 500 стимулов подряд (M. Hallet, 2000; Р.Ф. Гимранов, 2002; A. Cowey, 2005).

Характеристики генерируемого магнитного поля при магнитной стимуляции в значительной степени зависят от конструктивных особенностей катушки соленоида (A.T. Barker, 1991; K. Kaneko et al., 1997; V.Di. Lazzaro et al., 2004; H. Matsumoto et al., 2009). В зависимости от задачи исследования используют катушки (койлы) разной формы и диаметра. Например, используют плоские койлы, внешний диаметр которых составляет 125, 120, 90, 70, 60, 50 и 40 мм (B.U. Meyer, S. Rorich, 1996).

Недостаток плоских койлов состоит в сложности достижения селективного возбуждения, так как при их использовании активируются все анатомические структуры с одинаковыми порогами возбуждения. С уменьшением диаметра койла возрастает возможность селективной стимуляции, но снижается мощность магнитного поля и койл быстро перегревается.

Если задача проводимого исследования требует точной локализации стимуляции, то в этом случае целесообразнее применять сдвоенные койлы в виде бабочки. Койлы, сконструированные в форме полусферы – купола или конуса, облегчают возбуждение зоны моторной проекции нижних конечностей (S. Chokroverty et al., 1991; P.H. Ellaway et al., 1998; A. Maertens de Noordhout et al., 1998).

Следует отметить, что магнитный стимулятор может подключаться к любому современному электронейромиографу через специальный вход на

его панели. Развертка экрана электронейромиографа запускается синхронно с разрядом катушки соленоида, или, наоборот, магнитный стимулятор запускается от основного блока. Монитор электронейромиографа обычно служит для визуализации вызванных магнитной стимуляцией ответов (V.E. Amassian et al., 1989; Р.М. Городничев, 2005).

В определенной степени термин «магнитная стимуляция» – является допущением, поскольку на уровне возбуждаемой структуры работают те же механизмы, что и при электрической стимуляции, а именно прохождение электрического тока через мембрану нервной клетки (U.D. Schmid et al., 1991; С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003). Деполяризация мембраны клетки приводит к возникновению потенциала действия и его дальнейшему распространению по физиологическим законам (Р.Ф. Гимранов, 2002; Н. Matsumoto et al., 2009). Направление индуцированного электрического тока в нервной ткани определяется физическим «правилом правой руки»: если её большой палец расположить по направлению электрического тока, то естественно согнутые пальцы укажут направление магнитного поля (A. Berardelli et al., 1991; A. Eisen, 1992; E.M. Wassermann et al., 2002).

Между магнитной стимуляцией и электрической стимуляцией существует ряд отличий. При электрической стимуляции импульс воздействует на ткани организма через накожные, игольчатые или имплантированные электроды (М.Б. Гехт, 1990; М.Б. Гехт и др., 1997; В. Н. Команцев, В.А. Заболотных, 2001). При магнитной стимуляции в результате электромагнитной индукции в глубине тканей генерируется электрическое поле, которое в свою очередь вызывает появление разности потенциалов и прохождение импульса. Магнитное поле возбуждает нервную ткань только при наличии «посредника» в виде индуцированного электрического поля (M.D. Caramia et al., 1991; S. Chokroverty et al., 1991; G. Deuschl et al., 1991).

Появление технически совершенных стимуляторов позволило использовать магнитную стимуляцию ЦНС и периферических нервов для воздействия на соответствующие структуры. В клинике стимуляция разных

отделов коры головного, спинного мозга и периферических нервов с помощью переменного магнитного поля стала довольно доступным методом, занявшим свою нишу в диагностике и лечении неврологических заболеваний, нейрохирургическом мониторинге, в педиатрии, урологии, психологии и других сферах (А.Т. Barker, 1985; С.В. Hess et al., 1987; В.Л. Day et al., 1988; U.D. Schmid et al., 1991; В.В. Meyer et al., 1995, 1996; Е.М. Wassermann et al., 1998; С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003; Л.Р. Зенков, 2004; Р.Т. Huerta, В.Т. Volpe, 2009).

Использование магнитной стимуляции нервных структур человека в медицине с диагностическими и лечебными целями связано с определенными преимуществами этого метода перед применением традиционной электрической стимуляции головного и спинного мозга, периферических нервов. Магнитное поле проникает через любые анатомические структуры без каких-либо изменений, поэтому обеспечивает возбуждение тканей, которые прикрыты костными и мышечными образованиями. Магнитная стимуляция не сопровождается появлением болевых ощущений, поскольку в этом случае интенсивность индуцированного электрического поля слишком мала для активации болевых рецепторов. Магнитная стимуляция не требует предварительной обработки кожного покрова, а возможность ее использования с некоторого расстояния позволяет применять этот метод при наличии у обследуемых повязок, инфекционных процессов, открытых ран. Свободное перемещение стимулирующей катушки обеспечивает быстрый поиск оптимальной точки стимуляции (Р.М. Rossini et al., 1988; М. Inghillery et al., 1989; G. Deuschl et al., 1991; J.C. Keel et al., 2000; Р.Ф. Гимранов, 2002; В.П. Куликов и др., 2004).

Значительное количество работ с использованием методики магнитной стимуляции посвящено изучению кортикоспинальных влияний на мотонейроны, иннервирующие мышцы верхних и нижних конечностей (С. Capaday et al., 1999; Н.С. Pyndt, J.B. Nielsen, 2003; Р.Т. Huerta, В.Т. Volpe,

2009). По изменению параметров моторных ответов, вызываемых воздействием магнитных стимулов на моторную зону коры и спинного мозга в процессе выполнения различных двигательных задач, удалось существенно расширить представления о механизмах произвольных движений человека (W.D.-C. Man et al., 2004; О.В. Казенников, Ю.С. Левик, 2009; J. McNeil et al., 2009; В.Л. Талис, О.В. Казенников, 2014).

Методика стимуляции переменным магнитным полем применена для оценки функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов (Р.М. Городничев и др., 2006; 2008; Е.А. Пивоварова, 2012). В этих работах изучались длительность периода молчания и параметры моторных ответов (ВМО) различных скелетных мышц, вызываемые стимуляцией коры головного мозга и сегментов спинного мозга у лиц, адаптированных к напряженной мышечной деятельности разной направленности. В процессе этих исследований установлена зависимость максимальной амплитуды ВМО и порогов возбуждения от направленности физических нагрузок и уровня квалификации спортсменов.

Переменное магнитное поле, генерируемое современными мощными стимуляторами, позволяет активировать и периферические нервы, иннервирующие скелетные мышцы. M.I. Polkey et al. (1996) первым описал технику магнитной стимуляции п. femoralis. При использовании для стимуляции п. femoralis сдвоенного койла диаметром 45 мм авторам удалось зарегистрировать супрамаксимальное сокращение m. quadriceps у десяти здоровых людей. В дальнейших исследованиях применение техники магнитной стимуляции п. ulnaris позволило оценить величину усилия при супрамаксимальном сокращении m. adductor pollicis у 38 здоровых лиц (M.L. Harris et al., 2000). Важно отметить, что методика магнитной стимуляции может быть использована для измерения усилия, вызываемого переменным магнитным полем во время непосредственного осуществления двигательного действия (D.K. McKenzie et al., 1992).

Результаты исследований, показавшие возможность активировать мышечную активность посредством интенсивного магнитного стимула, послужили основой для планирования и проведения экспериментов по изучению влияния систематической магнитной стимуляции скелетных мышц на проявление силовых способностей у здоровых лиц. Такие исследования впервые были проведены специалистами Великолукской государственной академии физической культуры и спорта в октябре 2006 года (Р.М. Городничев и др., 2007). В этом исследовании на 28 здоровых испытуемых в возрасте 18 – 23 лет изучалось влияние ритмической магнитной стимуляции лучевого сгибателя кисти на параметры его сокращения и ЭМГ – характеристики. Испытуемым наносили ежедневно десять пачек магнитных стимулов в течение 5 минут с частотой 17 Гц и мощностью магнитной индукции 0,8 Т. Стимуляция осуществлялась в состоянии относительного мышечного покоя на протяжении восьми дней, интервал отдыха между пачками составлял 50 секунд. В результате проведенных исследований установлено, что после восьми дней применения ежедневной ритмической магнитной стимуляции лучевого сгибателя кисти произвольная максимальная сила возросла на 21,4 %, тогда как в контрольной группе достоверных изменений среднегрупповых значений максимальной силы в течение исследования не произошло. Восстановление величины максимальной силы до исходных значений наблюдалось лишь на десятые сутки после прекращения сеансов ритмической магнитной стимуляции (Р.М. Городничев и др., 2007).

Таким образом, магнитная стимуляция скелетных мышц в состоянии относительного мышечного покоя может повышать силовые способности человека. При подобной магнитностимуляционной тренировке необходимо воздействовать на мышцу достаточно мощными стимулами. К сожалению, даже новейшие магнитные стимуляторы способны генерировать лишь определенное количество интенсивных стимулов в пачке из-за перегрева катушки. Вместе с тем, магнитный стимул, наносимый в процессе

сокращения, может увеличить развиваемое мышцей усилие. В этом случае не требуется высокоинтенсивное стимуляционное воздействие на мышцу, достаточно стимуляции субмаксимальной мощности. С учетом анализа сведений литературы о влиянии магнитной стимуляции на функциональные свойства скелетных мышц представлялось логичным изучить возможности изменения силовых способностей мышц посредством магнитного воздействия на мышцы-агонисты двигательного действия в процессе его непосредственного выполнения.

ГЛАВА 2. ОРГАНИЗАЦИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Контингент и организация исследования

Настоящее исследование проводилось на базе «Научно – исследовательского института проблем спорта и оздоровительной физической культуры» Великолукской государственной академии физической культуры и спорта (ВЛГАФК) в период с 2011 по 2014 г.

В исследовании приняло участие 55 здоровых испытуемых мужского пола в возрасте 19 – 28 лет, занимающихся спортивными играми, квалификация – II – I разряд. Условия проведения эксперимента были согласованы с комитетом по биоэтике ВЛГАФК, все испытуемые получили детальную информацию о проводимом исследовании и дали письменное согласие на участие в нем в соответствии с Хельсинской декларацией.

С сентября 2011 по апрель 2012 г. вырабатывалась общая концепция работы, изучалась научная и методическая литература по проблеме исследования, определялась и отрабатывалась методика собственных исследований, решались организационные вопросы проведения экспериментов. На основе результатов, опубликованных в отечественных и зарубежных изданиях, были сформулированы цель и задачи исследования, определены методы исследования, составлен план проведения экспериментов, разработаны протоколы конкретных серий исследований.

В период с апреля 2012 по май 2012 г. определялась величина вращательного момента, вызываемого магнитной и электрической стимуляцией в состоянии относительного покоя. Исследование проводилось в двух экспериментных условиях: а) при постоянной силе стимула с изменением частоты его следования; б) при постоянной частоте стимуляции

с увеличением интенсивности стимула на 10 % при каждой последующей стимуляции. Сила стимуляционного воздействия на скелетные мышцы подбирались и рассчитывались индивидуально для каждого испытуемого. Проводился анализ полученных результатов, определялись специфические особенности различных видов стимуляции.

С мая 2012 по июль 2012 г. проводилось исследование динамики произвольного максимального вращательного момента (МВМ), а также изменений параметров Н-рефлекса, М-ответа мышц голени под влиянием магнитной стимуляции наносимой непосредственно во время мышечных сокращений в течение 15 тренировочных занятий. В ходе измерения МВМ регистрировалась электромиограмма исследуемых мышц.

В августе 2012 г. проводилось исследование изменений МВМ, параметров Н-рефлекса, М-ответа мышц голени в период после проведения пятнадцатидневной магнитной стимуляции на фоне мышечных сокращений.

С августа 2012 по июль 2014 г. производилась математико-статистическая обработка полученных данных, составлялись таблицы и графики, анализировались результаты эксперимента, обобщались материалы всего исследования по теме диссертации, готовился текст диссертации, написаны и опубликованы научные статьи по теме диссертационного исследования, сформулированы выводы и положения, выносимые на защиту.

2.2. Методы исследования

Исходя из задач диссертационного исследования были использованы следующие методы исследования:

- 1) анализ, обобщение и интерпретация научной литературы;
- 2) динамография;

- 3) поверхностная и вызванная электромиография;
- 4) магнитная стимуляция мышц;
- 5) электрическая стимуляция мышц;
- 6) методы математической статистики.

Анализ и обобщение литературы. Проанализировано содержание 196 литературных источников, из которых 89 иностранных. На основе результатов их анализа разработана программа исследования, протоколы проведения запланированных экспериментов и интерпретированы полученные данные.

Динамография. Регистрацию динамограммы концентрических сокращений мышц голени обследуемых осуществляли на мультисуставном лечебно-диагностическом комплексе «Biodex Multi – Joint System Pro-3» (Biodex Medical System, USA, 2006). Биологическая обратная связь о мышечном сокращении обеспечивалась посредством цветного графического монитора с высоким разрешением, отображающего визуализацию выполнения сокращений (рисунок 1).

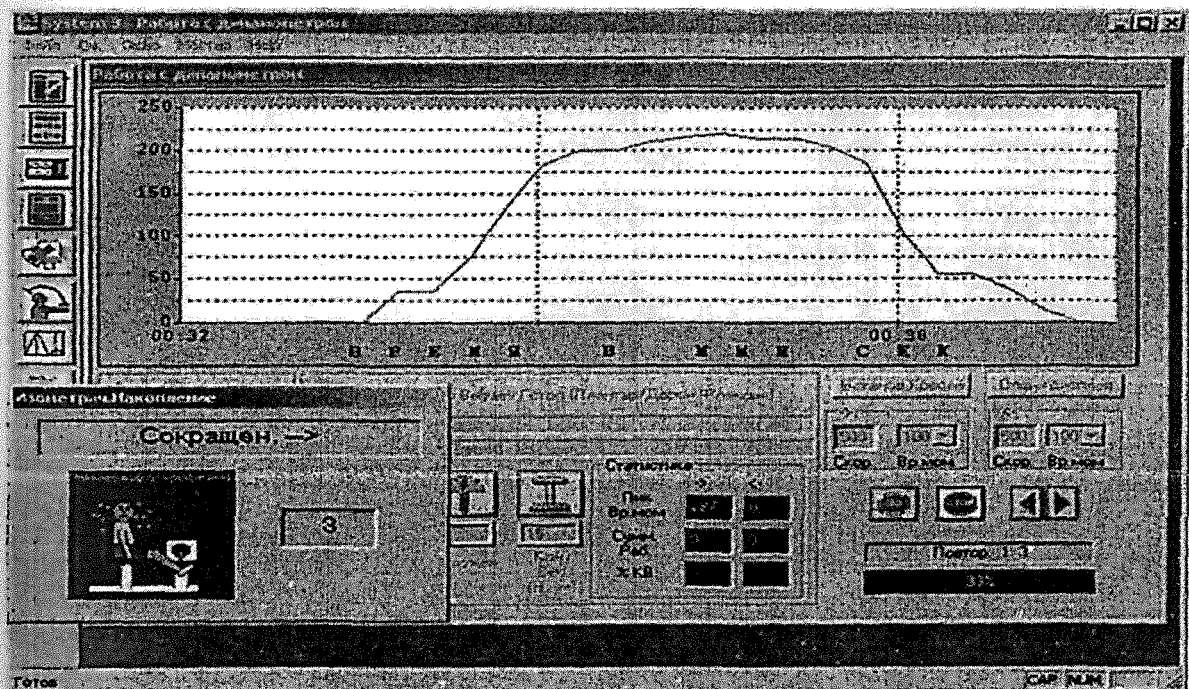


Рисунок 1 – Типичный образец динамограммы при концентрическом мышечном сокращении.

Обследуемые выполняли плантарную флексию в голеностопном суставе в положении сидя. Угол в коленном суставе составлял 110° , голова располагалась на подголовнике кресла, руки были свободно скрещены на животе, голень и бедро жестко фиксировались, голеностопный сустав оставался подвижным, стопа опиралась на платформу. Величина траектории движения в голеностопном суставе составляла 40° .

До проведения контрольных испытаний каждый обследуемый выполнял несколько тренировочных двигательных действий с целью коррекции прилагаемых усилий и длительности выполняемого движения.

Поверхностная электромиография. Регистрация биопотенциалов скелетных мышц осуществлялась по традиционной методике (Е.С. Антропова и др., 2003; Р.М. Городничев, 2005) при помощи 8-канального электронейромиографа «Нейро-МВП-8» (ООО «Нейрософт», Россия, 2006) с использованием поверхностных (накожных) электродов – металлических дисков площадью 9 мм. Расстояние между отводящими электродами составляло 20 мм. Активный электрод располагался (в проекции двигательной точки мышцы), референтный – смещался от нее по ходу волокон к сухожилию. Определялись амплитуда и число турнов (поворотов) ЭМГ. За турн кривой ЭМГ принималось изменение направления кривой потенциала на противоположное в пределах одной фазы без пересечения изолинии. Учитывались только значимые потенциалы, т.е. те, амплитуда которых равна 100 мкВ и более. Пример записи ЭМГ приведен на рисунке 2.

М-ответ и Н-рефлекс *m. gastrocnemius* и *soleus* регистрировались по традиционной методике (Л.О. Бадалян, И.А. Скворцов, 1986; Л.Р. Зенков, М.А. Ронкин, 2004) путем монополярной электростимуляции *n. tibialis*. Активный электрод располагался в подколенной ямке. Продолжительность электростимула составляла 0,1 мс, а сила стимуляции, вызывающего максимальную величину М-ответа и Н-рефлекса подбиралась индивидуально для каждого обследуемого. Пример записи М-ответа и Н-рефлекса представлен на рисунке 3.

Магнитная стимуляция - это стимуляция нервной и мышечной ткани посредством прохождения электромагнитного поля через стимулирующий койл и кожу (Е.Б. Лысков и др., 2001; С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003).

При стимуляции скелетных мышц голени в покое электромагнитные стимулы наносились с помощью магнитного стимулятора «Magstim 200» (Magstim Co., UK, 2007). Использовался койл диаметром 50 мм, который располагался на медиальной головке *m. gastrocnemius*. Стимулы наносились в состоянии мышечного покоя и во время подошвенного сгибания стопы. Продолжительность каждого стимула составляла 0,1 мс. Сила стимула подбиралась индивидуально для каждого испытуемого.

Электростимуляция. Во время электростимуляции скелетных мышц в покое использовались электростимуляторы генерирующие однофазные и двухфазные стимулы («Нейрософт», «СЕЛ-2»). Активный электрод располагался на медиальной головке *m. gastrocnemius*, а референтный – смещался от нее по ходу волокон к сухожилию. Продолжительность электростимула составляла 0,1 мс, а его сила подбиралась индивидуально.

2.3. Условия регистрации электромиографических параметров во время проведения эксперимента

В первой части исследования все обследуемые подвергались воздействию магнитной стимуляции «Magstim 200» (Magstim Co., UK, 2007), однофазной («Нейрософт») и двухфазной (СЕЛ-2) электростимуляции в покое. Исследование проводилось в двух вариантах: а) при постоянной силе стимула с варьирующей частотой; б) при постоянной частоте стимуляции с увеличением силы на 10% при каждой последующей стимуляции. Сила стимуляционного воздействия на скелетные мышцы подбиралась и

рассчитывалась индивидуально для каждого испытуемого. Использовались следующие виды стимуляции: однофазная электрическая стимуляция, двухфазная электростимуляция, магнитная. Время отдыха между различными видами стимуляции составляло 5 мин., отдельный или пачка стимулов подавались через 30 с. Регистрировались максимальный вращательный момент и рефлекторные ответы мышц голени. В специальной серии первой части исследований регистрировалась электрическая активность отдельных двигательных единиц *m. gastrocnemius* после магнитной стимуляции данной мышцы.

Во второй части экспериментов испытуемые были разделены на контрольную (КГ) и экспериментальную (ЭГ) группы по 9 человек в каждой, равные по силовым показателям. Испытуемым обеих групп предлагалось выполнять плантарную флексию стопы (концентрическое сокращение) в течение пятнадцати тренировочных дней с усилием 80 % от максимального вращательного момента на мультисуставном лечебно-диагностическом комплексе «Biodex Multi - Joint System Pro-3» (Biodex Medical System, USA, 2006). Программа тренировочных занятий была одинаковой в обеих группах. Отличие заключалось лишь в том, что испытуемым ЭГ во время выполнения плантарной флексии наносились электромагнитные стимулы с помощью магнитного стимулятора «Magstim 200» (Magstim Co., UK, 2007).

У испытуемых обеих групп в дни контрольных тестирований регистрировались: максимальный силовой момент на комплексе «Biodex»; Н-рефлекс и М-ответ мышц голени. Во время выполнения произвольного максимального силового момента записывалась биоэлектрическая активность *m. gastrocnemius* (GM), *soleus* (SOL), *tibialis anterior* (TA). Н-рефлексы и М-ответы GM и SOL вызывались по традиционной методике, путем стимуляции *n. tibialis* с помощью стимулятора 8-канального электронейромиографа «Нейро-МВП-8» (ООО «Нейрософт», Россия, 2006). В процессе анализа полученных результатов учитывалась максимальная

величина вращательного момента из трех попыток. В этом случае интервал отдыха между повторными попытками составлял 30 с.

У участников эксперимента было проведено 9 контрольных тестирований для наблюдения за динамикой исследуемых параметров. Первое тестирование выполнено до начала тренировок для определения исходных показателей, последующие три тестирования – после 5, 10, и 15 тренировочных дней, а также 5 тестирований – 3, 6, 13, 24 и 35 день после прекращения тренировочных занятий.

2.4. Методы математической статистики

Статистическая обработка результатов исследования выполнялась на персональном компьютере Pentium 4 с операционной системой Windows XP Professional при помощи пакетов программ «Microsoft Office Excel 2010» и «Statistica 10». Вычислялись следующие статистические параметры: среднее арифметическое (M), ошибка среднего арифметического (m), коэффициент вариативности (V). Определяли нормальность распределения выборок и в соответствии с полученными результатами для оценки достоверности различий между исследуемыми параметрами применяли параметрический Т-критерий Стьюдента или непараметрический критерий Вилкоксона. Для сравнения исследуемых параметров в некоторых случаях изменения этих величин рассчитывались в процентах.

ГЛАВА 3. ОСОБЕННОСТИ ВЫЗВАННЫХ МЫШЕЧНЫХ ОТВЕТОВ ПРИ МАГНИТНОЙ И ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО НЕРВА

При изучении возможностей использования тех или иных стимуляционных воздействий для изучения физиологических механизмов двигательной деятельности или целенаправленного управления состоянием организма человека, свойствами его отдельных систем (ЦНС, мышечным аппаратом и др.) всегда встает вопрос об адекватных параметрах стимуляции – интенсивности, длительности, количестве повторений воздействия и т.д. (С.М. Godfrey et al., 1979; G.L. Gottlieb et al., 1982; A. Delitto et al., 1988; N. Guissard, 2004). Что касается сведений о параметрах электростимуляции применяемых для направленного изменения двигательных качеств человека, то они достаточно подробно изложены во многих публикациях (Г.Ф. Колесников, 1977; А.А. Николаев, 1999; J. Gondin et al., 2014). В этих работах приведены точные данные об интенсивности, длительности, форме электростимулов, частоте и режиме электростимуляции. В то же время сведения о параметрах магнитной стимуляции крайне скудны и касаются в основном лишь тех характеристик магнитного воздействия на разные структуры организма человека, которые используют для получения полноценных вызванных моторных ответов с мышц нижних и верхних конечностей (P.M. Rossini et al., 1988; M. Inghillery et al., 1989). В некоторых публикациях, касающихся вопросов использования магнитной стимуляции для лечения тех или иных заболеваний, раскрываются сведения об интенсивности и продолжительности магнитного стимула, содержании программы всего магнитного стимуляционного воздействия (G. Deuschl et al., 1991; J.C. Keel et al., 2000). В связи с указанными выше обстоятельствами представлялось логичным и оправданным предварительно провести сравнительный анализ эффектов магнитной и электрической стимуляции на

мышечный аппарат человека с целью подбора оптимальных параметров магнитной стимуляции для целенаправленного изменения свойств нервно-мышечного аппарата.

3.1. Изменения параметров вызванных мышечных ответов при увеличении силы однократной магнитной и электрической стимуляции *n. tibialis*

В первой серии экспериментов изучались изменения параметров вызванных мышечных ответов при увеличении силы одиночного магнитного и электрического воздействия на *n. tibialis*. Исследования проведены на двенадцати испытуемых мужского пола в возрасте $20 \pm 2,1$ лет.

Во время эксперимента испытуемые принимали горизонтальное положение на кушетке лицом вниз. Вначале на исследуемой ноге (правой) в состоянии относительного мышечного покоя с помощью стимулирующего поискового электрода электронейромиографа «Нейро-МВП-8» находилась точка проекции *n. tibialis* в области подколенной ямки, при стимуляции которой регистрировались наиболее выраженные вызванные мышечные ответы GM и SOL. Накожные отводящие электроды накладывались на SOL и медиальную головку GM. После нахождения оптимальной точки стимуляции *n. tibialis* при последовательном увеличении силы электростимула находили пороговую величину электростимуляции. За пороговую величину принималась сила электростимула, вызывающая мышечный ответ 90 – 100 мкВ. После определения пороговой интенсивности электростимула регистрировались вызванные мышечные ответы при ступенчатом возрастании силы стимула. Интенсивность каждого последовательно наносимого стимула увеличивалась на 10 % по сравнению с предыдущим. В

течение эксперимента сила тока превышала пороговую в диапазоне от 10 % до 320 %, что позволяло регистрировать максимальные величины Н-рефлексов и М-ответов. Интервал отдыха между стимулами составлял 30 секунд. Сила стимула подбиралась индивидуально для каждого испытуемого. Полученные ЭМГ – записи обрабатывались в компьютерной программе «Нейро-МВП».

После электрической стимуляции наносили магнитную стимуляцию при помощи плоского койла диаметром в 50 мм магнитного стимулятора «Magstim 200». Центр койла располагался в области оптимальной точки, найденной при электростимуляции *n. tibialis*. Последовательность регистрации параметров вызванных мышечных ответов была аналогична применяемой при электрической стимуляции.

Результаты анализа параметров Н-рефлекса при увеличении интенсивности стимуляционного воздействия показали, что с возрастанием силы магнитной и электрической стимуляции наблюдаются закономерные изменения амплитуды и длительности Н-рефлекса. Для более удобного рассмотрения в кривой зависимости амплитуды Н-ответа GM от силы магнитного раздражения нерва можно выделить три диапазона (рисунок 4).

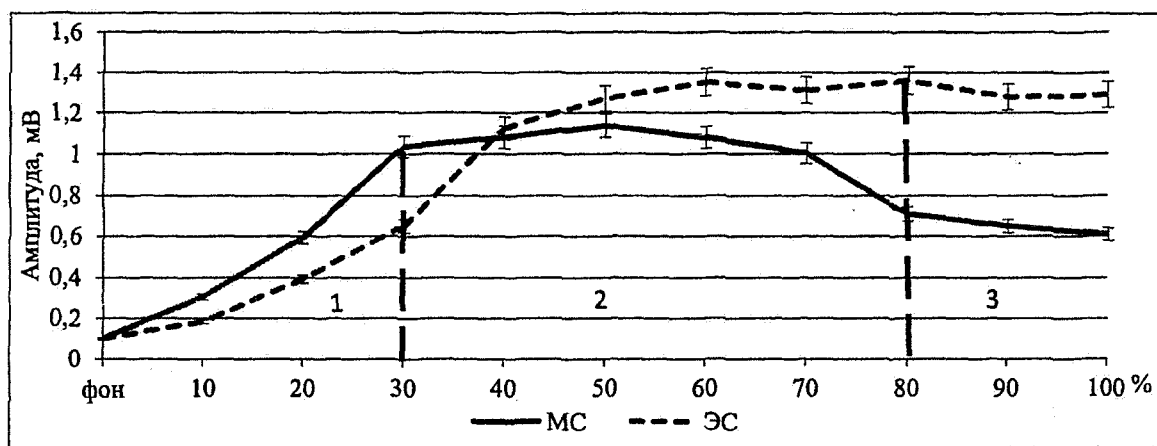


Рисунок 4 – Динамика амплитуды Н-рефлекса *m. gastrocnemius* при увеличении интенсивности стимуляционного воздействия.

Примечание: по оси абсцисс – увеличение интенсивности стимула в % по отношению к порогу.

В 1-м диапазоне постепенное увеличение интенсивности магнитного стимула на 10 % – 30 % по сравнению с пороговой сопровождалось значительным увеличением амплитуды Н-рефлекса GM. Во 2-м диапазоне увеличение силы воздействия на 40 % – 70 % не приводило к каким-либо значительным изменениям амплитуды Н-рефлекса, наблюдалось своеобразное «плато» – относительное постоянство величины мышечного ответа. В 3-м диапазоне при повышении силы стимуляции от 80 % до 100 % отмечалось первоначально быстрое, а потом медленное снижение амплитуды Н-рефлекса GM.

Зависимость динамики Н-рефлекса GM от интенсивности электрического воздействия в целом была такой же, как и в случае использования магнитной стимуляции. Основное отличие заключалось в том, что при электростимуляции требовалось в большей степени увеличить интенсивность стимула по сравнению с порогом для достижения относительного постоянства амплитуды Н-рефлекса и ее максимальной величины в сравнении с приростом силы, необходимым в условиях применения магнитного воздействия на периферический нерв (рисунок 4).

Максимальные амплитуды Н-рефлексов GM, вызываемых магнитной и электрической стимуляцией достоверно не различались (таблица 2).

Следует отметить, что с увеличением интенсивности стимуляционных воздействий длительность Н-рефлекса GM возрастала. Так, при магнитной стимуляции, превышающей пороговую интенсивность на 10 %, длительность Н-рефлекса составляла в среднем по группе $8,47 \pm 0,30$ мс, длительность максимального Н-рефлекса равнялась $10,62 \pm 0,18$ мс. Длительность Н-рефлекса, регистрируемого при использовании электрической стимуляции в аналогичных экспериментальных условиях, возрастала с $7,92 \pm 0,58$ мс до $10,72 \pm 0,43$ мс. Увеличение продолжительности Н-рефлекса было статистически значимо при обоих видах стимуляционных воздействий ($p < 0,05$).

Таблица 2

Параметры мышечных ответов, вызванных магнитной и электрической стимуляцией ($M \pm m, n = 12$)

Параметры	Мышцы	Виды стимуляции	
		Магнитная	Электрическая
Порог Н-рефлекса	GM	$0,75 \pm 0,01$ Т	$13,22 \pm 2,91$ мА
	SOL	$0,58 \pm 0,01$ Т	$13,21 \pm 0,12$ мА
Порог М-ответа	GM	$0,52 \pm 0,01$ Т	$12,84 \pm 2,36$ мА
	SOL	$0,61 \pm 0,01$ Т	$13,11 \pm 2,41$ мА
Амплитуда максимального Н-рефлекса (мВ)	GM	$1,13 \pm 0,37$	$1,36 \pm 0,32$
	SOL	$4,27 \pm 1,31$	$4,66 \pm 1,33$
Амплитуда максимального М-ответа (мВ)	GM	$5,87 \pm 1,01$	$4,77 \pm 0,42$
	SOL	$8,87 \pm 1,83$	$9,15 \pm 1,82$
Прирост интенсивности стимула по отношению к порогу для достижения максимального Н-рефлекса (%)	GM	$42,81 \pm 6,81^*$	$72,81 \pm 10,81$
	SOL	$48,52 \pm 8,04^*$	$90,02 \pm 11,31$
Прирост интенсивности стимула по отношению к порогу для достижения максимального М-ответа (%)	GM	$151,43 \pm 17,24^*$	$304,31 \pm 14,61$
	SOL	$147,11 \pm 20,21^*$	$300,02 \pm 10,91$

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между значениями параметров ответов, вызываемых различными видами стимуляции.

На рисунке 5 представлена динамика амплитуды Н-рефлекса SOL при двух видах стимуляции n. tibialis.

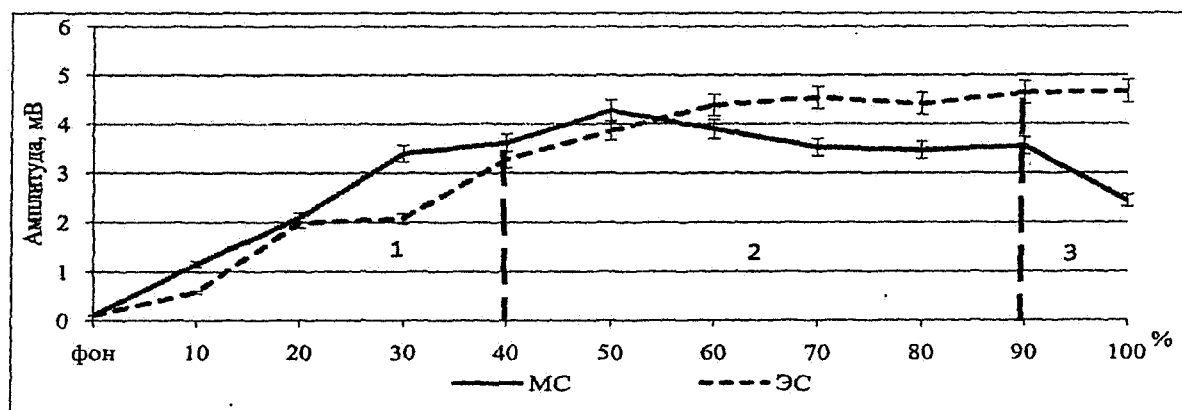


Рисунок 5 – Динамика амплитуды Н-рефлекса m. soleus при увеличении интенсивности стимуляционного воздействия.

Примечание: по оси абсцисс – увеличение интенсивности стимула в % по отношению к порогу.

Как следует из анализа данных, приведенных на этом рисунке, в кривой зависимости амплитуды Н-рефлекса SOL от интенсивности магнитного раздражения нерва, также выделяются три диапазона. В пределах 1-го диапазона происходило резкое возрастание амплитуды рефлекторного ответа. Относительная стабилизация амплитуды Н-рефлекса SOL наблюдалась при более значительном увеличении силы стимула (40 % – 90 %) по сравнению с его параметрами для GM (40 % – 70 %). В 3-м диапазоне отмечалось существенное снижение мышечного ответа. Заметим, что максимальная амплитуда Н-рефлекса SOL – 4,83 мВ достоверно превышала соответствующее среднegrupповое значение GM – 1,37 мВ ($p < 0,05$). Пороговая сила магнитного раздражения была примерно одинакова для обеих исследуемых мышц.

С увеличением силы стимуляционного воздействия возрастала и продолжительность Н-рефлекса SOL. Длительность мышечного ответа при использовании магнитной стимуляции, превышающей на 10 % пороговую, составляла в среднем по группе $9,11 \pm 0,73$ мс, а продолжительность максимального Н-рефлекса – $12,65 \pm 0,34$ мс, при использовании электростимуляции – $8,74 \pm 0,53$ мс и $12,13 \pm 0,75$ мс, соответственно. Прирост длительности Н-рефлекса был статистически значим при обоих видах стимуляции ($p = 0,01$). Повышение силы магнитной и электрической стимуляции приводило к увеличению амплитуды М-ответа обеих исследуемых мышц (рисунок 6, 7).

При последовательном 10 % приросте интенсивности стимуляции отмечалось прогрессивное повышение амплитуды М-ответа GM и SOL. Как следует из данных, приведенных в таблице 2, при использовании магнитной стимуляции требовалось меньшее увеличение интенсивности воздействия по отношению к порогу для достижения максимальной амплитуды М-ответа, чем в случае использования электростимуляции.

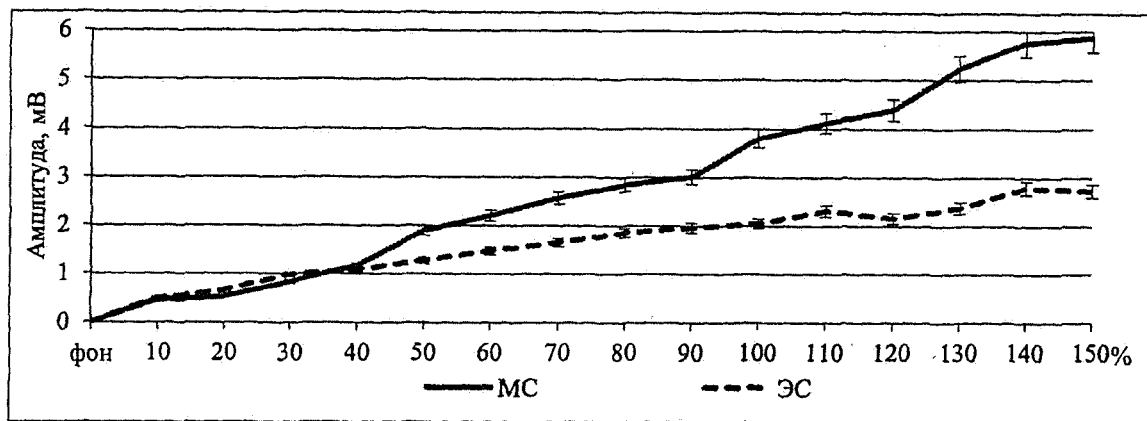


Рисунок 6 – Изменение амплитуды М-ответа *m. gastrocnemius* при повышении интенсивности стимуляционного воздействия.

Примечание: по оси абсцисс – увеличение интенсивности стимула в % по отношению к порогу.

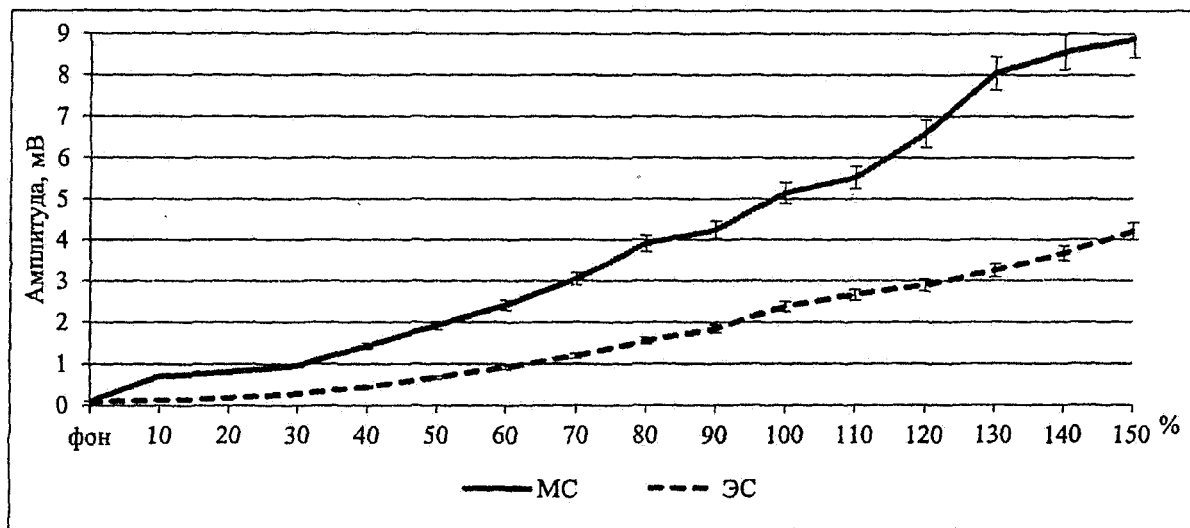


Рисунок 7 – Изменение амплитуды М-ответа *m. soleus* при повышении интенсивности стимуляционного воздействия.

Примечание: по оси абсцисс – увеличение интенсивности стимула в % по отношению к порогу.

Так, при нанесении магнитного стимула на нерв для достижения максимального М-ответа GM потребовалось увеличить интенсивность воздействия на 80 % – 200 % по сравнению с пороговой величиной, а при электростимуляции – на 240 % и более. Максимальная амплитуда М-ответа SOL регистрировалась практически в том же диапазоне увеличения

интенсивности магнитной и электрической стимуляции. Максимальные величины М-ответов GM и SOL, достигаемых при магнитной и электрической стимуляции, достоверно не различались (таблица 1).

Заметим, что повышение силы стимуляции сопровождалось достоверным увеличением длительности М-ответов обеих исследуемых мышц. Так, продолжительность М-ответа GM в случае нанесения магнитного стимула, превышающего порог на 10 %, составляла в среднем по группе $9,27 \pm 0,61$ мс, а длительность максимального М-ответа – $11,62 \pm 0,39$ мс, при использовании электрической стимуляции – $8,81 \pm 0,36$ мс и $11,71 \pm 0,41$ мс соответственно. В количественном отношении увеличение продолжительности М-ответа GM при нанесении стимулов максимальной силы было примерно одинаковым при обоих видах стимуляции, различия не были статистически значимыми ($p > 0,05$). Направленность и количественная выраженность динамики длительности М-ответа SOL при повышении интенсивности магнитного и электрического воздействия на *n. tibialis* не имела сколько-либо явных отличий от изменений, описанных для GM.

3.2. Изменения величины вращательного момента при повышении частоты и интенсивности ритмических стимуляционных воздействий

Во второй серии исследований на одиннадцати здоровых испытуемых мужского пола в возрасте от 18 до 22 лет была изучена динамика вращательного момента при увеличении частоты и силы магнитной и электрической стимуляции. В первой части экспериментов исследовались особенности изменения силы вращательного момента в состоянии мышечного покоя при обоих видах стимуляции в зависимости от её частоты. Первоначально с помощью поискового электрода посредством однократной

стимуляции *m. gastrocnemius* (правой ноги) находилась двигательная точка данной мышцы – зона наибольшей возбудимости. После нахождения двигательной точки испытуемым последовательно наносили электрическую однофазную (стимулятор Нейрософт), электрическую двухфазную (стимулятор СЕЛ-2), а затем магнитную стимуляцию (стимулятор «Magstim») в положении сидя на мультисуставном лечебно-диагностическом комплексе «Biodex» (Biodex Medical System, USA, 2006) такой интенсивности, чтобы вращательный момент достигал 3,00 Н·м. Данная величина вращательного момента принималась за фоновое значение. Активный электростимулирующий электрод располагался на двигательной точке медиальной головки *m. gastrocnemius*, а индифферентный смещался к сухожилию. При использовании магнитной стимуляции плоский койл диаметром в 50 мм был локализован в проекции двигательной точки медиальной головки *m. gastrocnemius*. Интенсивность стимуляции подбиралась индивидуально для каждого испытуемого. После подбора интенсивности, обеспечивающей фоновую величину вращательного момента, частота каждого из трех видов стимуляции ступенчато возрастала с 1 Гц до 25 Гц шагом в 5 Гц. При каждой частоте стимуляции длительность пачки стимулов составляла 5 секунд. Интервал отдыха между сериями стимулов составлял 30 секунд, при переходе к другому виду стимуляции – 3 минуты. Такой методический подход позволял анализировать динамику прироста величины вращательного момента в зависимости от изменения частоты различных видов стимуляционного воздействия.

Результаты исследования показали, что при повышении частоты всех трех используемых видов стимуляции увеличение вращательного момента происходит абсолютно у всех испытуемых (таблица 3).

Таблица 3

Изменение величины вращательного момента (Н·м) при повышении частоты магнитной и электрической стимуляции ($M \pm m$, $n = 11$)

Вид стимуляции	фон	Частота стимуляции (Гц)				
		5	10	15	20	25
Магнитная	2,08 ± 0,03	2,18 ± 0,31	3,75 ± 0,69*	6,25 ± 1,05*	8,51 ± 1,61*	9,11 ± 1,61*
Электрическая однофазная	2,11 ± 0,05	2,47 ± 0,23	5,96 ± 1,07*	10,92 ± 2,01*	15,76 ± 3,33*	19,46 ± 4,13*
Электрическая двухфазная	2,17 ± 0,04	3,08 ± 0,52	6,41 ± 0,71*	11,96 ± 1,16*	15,51 ± 1,58*	19,11 ± 1,37*

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Чем выше частота стимуляции, тем выше усилие, развиваемое мышцей (таблица 3). Обращает на себя внимание тот факт, что электрической однофазной и двухфазной стимуляцией вызывалось наибольшее сокращение мышцы и соответственно вращательный момент достигал большего значения в сравнении с магнитной стимуляцией. Наибольший прирост вращательного момента наблюдался у испытуемых при частоте в 25 Гц. Так, прирост вращательного момента посредством использования магнитной стимуляции при частоте в 25 Гц составил 7,03 Н·м, электрической однофазной – 17,35 Н·м, а электрической двухфазной – 16,93 Н·м соответственно. При частоте в 25 Гц вращательный момент электрической однофазной и двухфазной стимуляции в среднем по группе был выше на 10,35 Н·м и на 9,99 Н·м, чем при МС. Результаты изменения величины вращательного момента испытуемых при повышении частоты различных видов стимуляционных воздействий представлены на рисунке 8.



Рисунок 8 – Изменение величины вращательного момента (%) при повышении частоты различных видов стимуляции.

Примечание: по оси абсцисс – увеличение интенсивности стимула в Гц по отношению к порогу.

Из анализа данных рисунка 8 видно, что прирост вращательного момента при нанесении однофазной и двухфазной электрической стимуляции больше во всем диапазоне частот, чем при использовании магнитного стимулятора. Незначительный прирост величины вращательного момента при всех видах стимуляционного воздействия отмечался при повышении частоты раздражения с 1 Гц до 5 Гц. При электростимуляции вращательный момент прогрессивно возрастал в диапазоне с 5 Гц до 25 Гц. В случае применения магнитной стимуляции наблюдалось понижение величины прироста вращательного момента при повышении частоты с 20 Гц до 25 Гц.

Следует отметить значительные индивидуальные особенности обследуемых, проявляющиеся в мышечных ответах на тот или иной вид стимуляции. Так, у испытуемого С.Д. наибольшие мышечные ответы зарегистрированы при воздействии магнитной стимуляции. Его усилие при частоте стимуляции в 20 Гц достигало 18,30 Н·м, что практически равно

среднегрупповым значениям при однофазной и двухфазной электрической стимуляции. У испытуемого Т.К. самые большие мышечные ответы были зарегистрированы при однофазной электрической стимуляции. Величины вращательного момента Т.К. в диапазоне частот 10 Гц – 25 Гц были в два раза выше среднегрупповых показателей. У одного из обследуемых вид стимуляции фактически не влиял на величину вращательного момента. При каждом виде стимуляции максимальный вращательный момент достигал примерно одинаковых величин – 4,00 Н·м – 5,30 Н·м.

Во второй части этой серии экспериментов анализировалось изменение величины вращательного момента при повышении интенсивности каждой последующей стимуляции на 10 % при неизменной частоте стимуляции в 10 Гц. Длительность пачки стимулов, локализация электростимулирующих электродов и койла магнитного стимулятора были аналогичны описанной для первой части опытов. Первоначально для каждого испытуемого находилась интенсивность стимуляции при частоте в 10 Гц, обеспечивающая развитие усилия в 3,00 Н·м. Частота в 10 Гц была избрана с учетом того, что именно при этой частоте стимуляционного воздействия обследуемые не испытывали каких-либо болевых ощущений при воздействии электростимуляции. Подобрал индивидуальную интенсивность стимуляции и рассчитав величину каждого шага стимуляции, испытуемым поочередно наносили однофазную электрическую, двухфазную электрическую стимуляцию и магнитную стимуляцию с отдыхом в 30 секунд между сериями стимулов и 5 минутами между разными видами стимуляции.

Выявлено, что с повышением интенсивности всех используемых видов стимуляции мышц испытуемых возрастал их вращательный момент (таблица 4).

Таблица 4

Изменение величины вращательного момента (Н·м) при повышении интенсивности магнитной и электрической стимуляции ($M \pm m$, $n = 11$)

Виды стимуляции	фон	Повышение интенсивности стимула в сравнении с исходными величинами (%)					
		10	20	30	40	50	60
Магнитная	2,83 ± 0,05	3,01 ± 0,28	3,77 ± 0,29*	5,06 ± 0,45*	5,93 ± 0,61*	6,95 ± 0,45*	8,23 ± 0,75*
Электрическая однофазная	3,01 ± 0,06	4,75 ± 0,28*	6,53 ± 0,47*	8,91 ± 1,02*	10,23 ± 0,83*	12,62 ± 1,61*	14,28 ± 2,06*
Электрическая двухфазная	2,91 ± 0,06	3,95 ± 0,31 *	4,76 ± 0,26*	6,92 ± 0,55*	8,15 ± 0,75*	9,72 ± 0,95*	12,31 ± 1,38*

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Из анализа таблицы 4 отметим тот факт, что однофазная и двухфазная электрическая стимуляция во всем диапазоне увеличения силы стимула вызывала более значительный прирост вращательного момента по сравнению с магнитной стимуляцией. Так, максимальный прирост вращательного момента, зарегистрированный при повышении интенсивности однофазной и двухфазной электрической стимуляции на 60 % по отношению к пороговой величине был на 6,05 Н·м и 4,08 Н·м, соответственно, больше, чем при магнитной стимуляции.

Динамика величины вращательного момента с увеличением интенсивности разных стимуляционных воздействий представлена на рисунке 9.

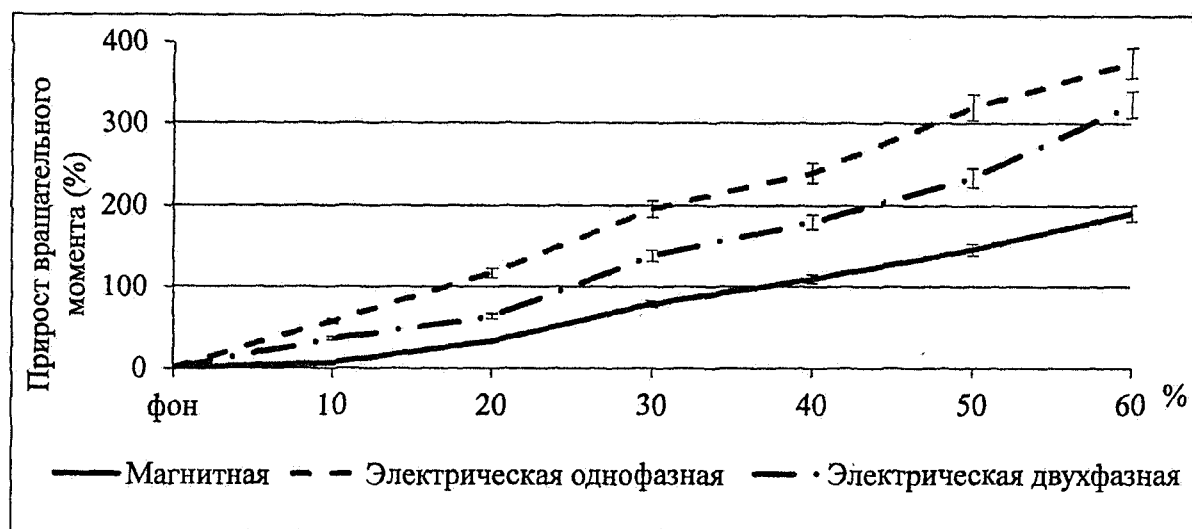


Рисунок 9 – Прирост величины вращательного момента при увеличении интенсивности различных видов стимуляции, %.

Примечание: по оси абсцисс – увеличение интенсивности стимула в % по отношению к порогу.

Из анализа приведенных на этом рисунке кривых зависимости величины вращательного момента от увеличения интенсивности стимулов следует, что наибольший прирост исследуемого показателя достигался при электрической однофазной стимуляции. Незначительный прирост вращательного момента при всех видах стимуляционного воздействия наблюдался при повышении интенсивности стимулов от фоновой величины до 10 %. Прирост силовых возможностей достигал лишь 6,3 % – 57,8 %. С увеличением интенсивности стимулов от 20 % до 30 % наблюдался более значительный прирост изучаемого показателя по сравнению с остальными диапазонами. Так, в этом случае прирост величины вращательного момента с использованием магнитной стимуляции составил – 45,6 %, при электрической однофазной и электрической двухфазной стимуляции – 78,8 % и 74,3 % соответственно. В среднем по группе с увеличением интенсивности стимула на 10 % прирост величины вращательного момента при магнитной стимуляции возрастал в диапазоне 26,9 % – 36,0 %, а при однофазной и двухфазной электрической стимуляции – 44,1 % – 59,1 % и 27,8 % – 54,0 %

соответственно. Самый высокий прирост вращательного момента наблюдался при нанесении двухфазной электрической стимуляции с увеличением интенсивности стимулов в диапазоне от 50 % до 60 % и составил 89,0 %.

Следует отметить некоторые индивидуальные особенности изменения величины вращательного момента с увеличением интенсивности стимуляции при разных ее видах. Наиболее значительный мышечный ответ на раздражение магнитной стимуляцией, превышающей фоновую величину на 60 %, отмечался у испытуемого Б.С. – 12,00 Н·м, что существенно превышало среднегрупповые значения данного показателя. При однофазной электрической стимуляции той же мощности самая большая величина вращательного момента зарегистрирована у испытуемого Т.К – 25,80 Н·м, что на 11,5 Н·м выше, чем среднегрупповой показатель. У испытуемого Т.Е. зарегистрирована наибольшая величина вращательного момента при нанесении двухфазной электрической стимуляции – 18,30 Н·м, что на 6,00 Н·м было выше среднего значения по группе.

Подводя итог сравнительному анализу вызываемых магнитной и электрической стимуляцией мышечных ответов следует отметить некоторые особенности эффектов магнитного стимуляционного воздействия. При прогрессивно нарастающем повышении силы стимуляции *n. tibialis* также, как и при использовании электрического раздражения происходит быстрое первоначальное увеличение амплитуды Н-ответа скелетных мышц голени, затем стабилизация и последующее его резкое снижение. Но в случае нанесения магнитных стимулов максимальный Н-ответ регистрируется при меньшем увеличении интенсивности стимуляции по отношению к её пороговой величине, чем при использовании электрического воздействия. Такая же закономерность проявляется и при увеличении интенсивности этих стимуляционных воздействий для вызова максимального М-ответа исследуемых мышц.

Регистрация максимальных Н-рефлексов и М-ответов, вызываемых однократной электрической стимуляцией сопровождалась возникновением у испытуемых болевых ощущений, при использовании магнитного стимулятора таковые отсутствовали.

Ритмически наносимая однофазная электрическая стимуляция вызывала наибольшую величину вращательного момента по сравнению с другими видами раздражения, но такое стимуляционное воздействие с повышением интенсивности стимулов сопровождалось прогрессивно нарастающими болевыми ощущениями у испытуемых. Ритмическая двухфазная электрическая стимуляция приводила к среднему по величине вращательному моменту при увеличении интенсивности раздражителя, но этот вид стимуляции переносился обследуемыми легче по сравнению с однофазной электрической стимуляцией. Ритмическая магнитная стимуляция при повышении её частоты и интенсивности вызывала меньший вращательный момент в сравнении с электрической стимуляцией, но обследуемые во время магнитного стимуляционного воздействия не испытывали болевых или дискомфортных ощущений.

3.3. Влияние магнитной стимуляции на импульсную активность отдельных двигательных единиц *m. gastrocnemius*

В описанных ранее сериях экспериментов показана зависимость проявления силовых возможностей скелетных мышц голени от характеристик электрической и магнитной стимуляции. Выявлено повышение мышечной силы при увеличении частоты и интенсивности магнитного раздражения. Хорошо известно, что проявление силовых возможностей при решении самых разнообразных двигательных задач во многом связано с организацией активности отдельных двигательных единиц

скелетных мышц (Р.М. Городничев, 2005). В выдвинутой Ю.Т. Шапковым (Ю.Т. Шапков, 1984) концепции координация движений рассматривается как организованное в пространстве и времени управление активацией отдельных двигательных единиц, причем решение точностных задач обеспечивается наряду с другими факторами также и регуляцией режима импульсации отдельных спинальных альфа-мотонейронов. Поскольку силовые возможности мышц, проявляющиеся в процессе различных двигательных задач, определяются количеством и частотой импульсации отдельных двигательных единиц мышц, представлялось важным выяснить, влияет ли магнитная стимуляция мышц на характер активности их отдельных двигательных единиц.

Для изучения этого вопроса была поставлена серия опытов на четырнадцати испытуемых в возрасте от 18 до 24 лет. До проведения основных экспериментов все испытуемые прошли предварительное обучение и тренировку в управлении отдельными двигательными единицами (ДЕ) по методике, аналогичной описанной в литературе (Д. Казаров, Ю.Т. Шапков, 1983).

Испытуемые располагались в мультисуставном лечебно-диагностическом комплексе «Biodex Pro - 3» в удобном для себя положении. Для обеспечения искусственной обратной связи экран монитора электромиографа «Нейро-МВП-8» помещался в поле зрения испытуемого. Исследовалась импульсная активность отдельных ДЕ *m. gastrocnemius* в процессе плантарного сгибания в голеностопном суставе в положении сидя. Угол в коленном суставе равнялся 110° , голова опиралась на подголовник кресла, руки были свободно расположены на животе, голень и коленный сустав фиксировались, голеностопный сустав оставался подвижным, стопа соприкасалась с платформой комплекса.

В наших экспериментах период обучения и тренировки состоял из двух-трех кратковременных сеансов, в ходе которых испытуемые овладевали навыком изолированного включения активности отдельной ДЕ медиальной

головки *m. gastrocnemius*, поддержания и изменения частоты ее импульсации. Для отведения потенциалов действия использовались накожные биполярные электроды, диаметром 8 мм, а регистрация активности ДЕ осуществлялась с помощью электромиографа «Нейро-МВП-8».

Результаты наших экспериментов подтвердили имеющиеся в литературе сведения о том, что все здоровые испытуемые могут включать в работу отдельную ДЕ *m. gastrocnemius*, поддерживать и изменять частоту ее импульсной активности. В основной части этих экспериментов определялись параметры импульсной активности отдельных ДЕ до и после 5-и секундной магнитной стимуляции с интенсивностью 50 % максимально возможного выхода магнитного стимула. Частота стимуляционного воздействия составляла 5 Гц. К сожалению, регистрировать активность отдельной ДЕ непосредственно во время магнитного воздействия на мышцу не возможно из-за сильной помехи, создаваемой магнитным стимулятором.

В результате исследования установлено, что частота импульсной активности отдельных ДЕ после магнитного воздействия на исследуемую мышцу достоверно возрастала (таблица 5).

Таблица 5

Параметры электроактивности отдельных ДЕ *m. gastrocnemius* до и после нанесения магнитной стимуляции ($n = 14$)

Статистические показатели	Регистрация относительно магнитной стимуляции	Параметры ДЕ	
		Частота (Гц)	Амплитуда (мкВ)
М	до	7,6	46,3
	после	9,2*	59,1
m	до	0,3	2,2
	после	0,5	6,6

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Прирост частоты электроактивности отдельных ДЕ исследуемой мышцы после применения магнитной стимуляции в среднем по группе составлял 21,0 %. Повышение амплитуды электрической активности

отдельных ДЕ, вызываемое магнитным воздействием на мышцу, не достигало статистически значимого уровня ($p > 0,05$). Под влиянием магнитного стимулирования существенно возростала вариативность амплитуды биопотенциалов отдельных ДЕ, в среднем по группе увеличение достигало 28,4 %. На рисунке 10 представлен типичный пример записи активности отдельной ДЕ *m. gastrocnemius* в состоянии покоя и после магнитной стимуляции.

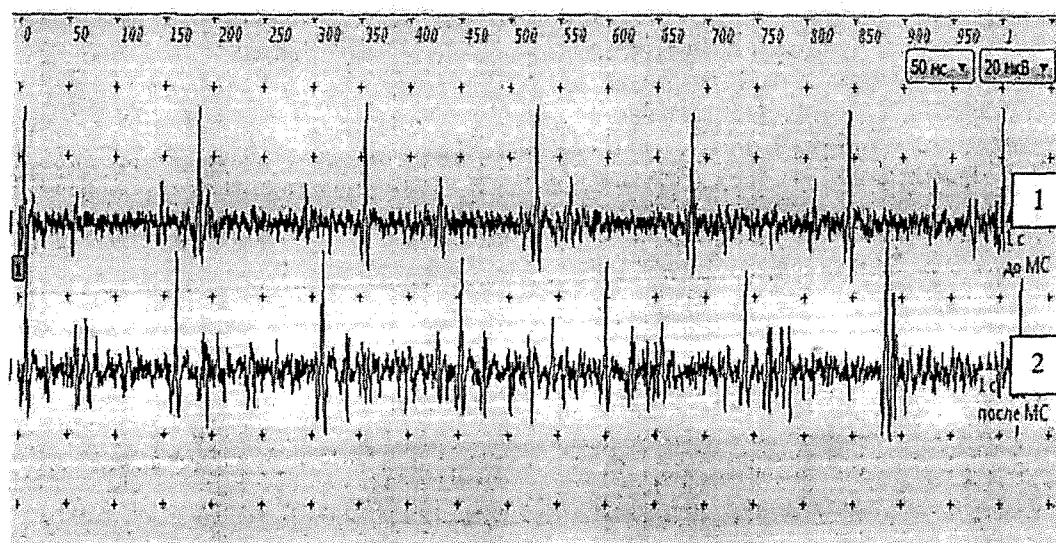


Рисунок 10 – Типичный образец импульсной активности отдельной ДЕ *m. gastrocnemius* при воздействии магнитной стимуляции и после магнитной стимуляции.

Примечание: 1 – контроль, 2 – после стимуляции.

Из анализа представленной на этом рисунке импульсной активности ДЕ, зарегистрированной в контроле и после магнитного стимуляционного воздействия, следует, что длительность межимпульсных интервалов между соседними импульсами при магнитной стимуляции заметно короче, чем в контроле.

При анализе полученных данных об особенностях импульсной активности отдельных ДЕ обращает на себя внимание факт активации ранее не задействованных ДЕ под влиянием магнитного раздражения исследуемой мышцы (рисунок 11).

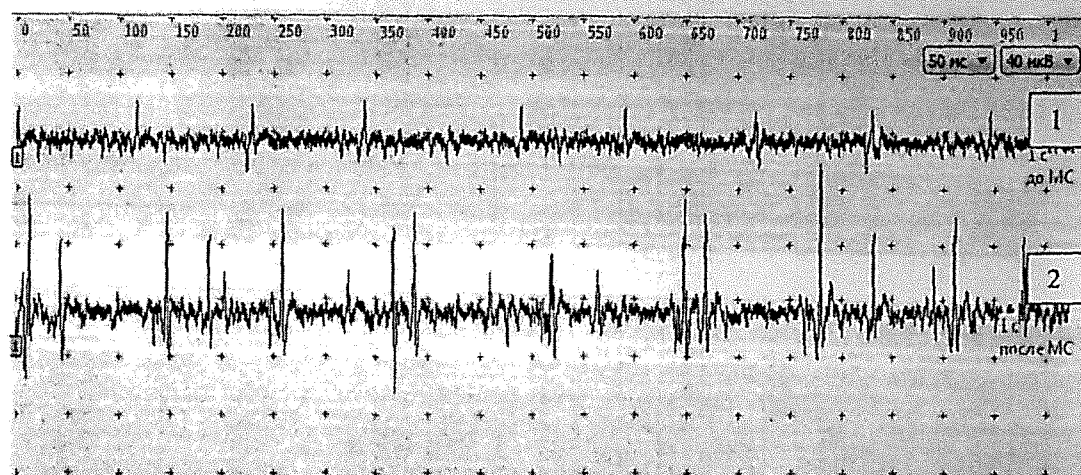


Рисунок 11 – Пример записи подключения ранее не активной ДЕ m. gastrocnemius.

Примечание: 1 – контроль, 2 – после стимуляции.

В заключение следует указать, что используемый в этой части экспериментов режим магнитной стимуляции, приводит к постактивационному эффекту, который проявляется в повышении частоты импульсации отдельных двигательных единиц m. gastrocnemius.

ГЛАВА 4. ВЛИЯНИЕ МАГНИТОСТИМУЛЯЦИОННОЙ ТРЕНИРОВКИ НА СИЛОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

4.1. Изменение показателей мышечной силы при магнитной стимуляции мышц

В проведенных ранее исследованиях показана возможность увеличения силы мышц при их магнитной стимуляции в состоянии мышечного покоя (Р.М. Городничев и др., 2007).

Определенный интерес для науки и практики представляет проведение экспериментальной работы по выявлению возможности изменения двигательных свойств мышц с помощью магнитного воздействия на мышцы агонисты движения непосредственно во время выполнения произвольных двигательных действий. Для достижения основной цели настоящей работы была поставлена задача разработать и апробировать метод развития мышечной силы посредством магнитной стимуляции мышц на фоне их произвольного сокращения.

В основной серии экспериментов приняли участие 18 здоровых испытуемых мужского пола в возрасте 19 – 28 лет, которые дали письменное информированное согласие на участие в исследованиях. Условия проведения эксперимента были одобрены комитетом по биоэтике ВЛГАФК.

Испытуемые были разделены на две группы контрольную (КГ) и экспериментальную (ЭГ) по 9 человек в каждой. Все испытуемые выполняли плантарную флексию стопы (концентрическое сокращение) в течение пятнадцати тренировочных дней с усилием 80 % от максимального вращательного момента на мультисуставном лечебно-диагностическом комплексе «Biodex Multi – Joint System Pro-3» (Biodex Medical System, USA,

2006). В каждом тренировочном занятии выполнялось 10 мышечных сокращений. Время отдыха между движениями составляло 50 секунд. Длительность одиночного цикла плантарной флексии стопы составляла 5 секунд, амплитуда движения равнялась 40° . Обследуемые выполняли концентрическое сгибание в голеностопном суставе в положении сидя. Угол в коленном суставе составлял 110° , голова располагалась на подголовнике кресла, руки были свободно скрещены на животе, голень и коленный сустав жестко фиксировались, голеностопный сустав оставался подвижным, стопа опиралась на платформу комплекса. Биологическая обратная связь о мышечном сокращении обеспечивалась посредством цветного графического монитора с высоким разрешением, отображающего весь ход подготовки и выполнения сокращений. Расчетная величина максимального вращательного момента определялась для каждого испытуемого из трех максимальных сокращений с интервалом отдыха в 30 секунд. При анализе данных учитывался максимальный показатель из трех проб. До проведения контрольных испытаний каждый обследуемый выполнял несколько плантарных сгибаний стопы для коррекции прилагаемых усилий и ритма выполняемого движения (А.Г. Беляев и др., 2013).

Испытуемым экспериментальной группы во время выполнения плантарной флексии наносились магнитные стимулы с помощью магнитного стимулятора «Magstim 200» (Magstim Co., UK, 2007). Использовалась катушка диаметром 50 мм. Магнитная стимуляция, режим которой был разработан на основе описанных в главе 3 результатов, наносилась на *m. gastrocnemius* с частотой в 5 Гц, мощность стимуляции составляла – 50 % от максимального выхода магнитного стимулятора (1,8 Тесла), время стимуляции – 5 секунд. Испытуемые из контрольной группы выполняли аналогичные серии тренировочных занятий с экспериментальной группой, но их мышцы не подвергались магнитному воздействию. Проведению пятнадцати основных тренировок предшествовали два вводных занятия, в

процессе которых испытуемые обучались правильно выполнять плантарную флексию стопы и знакомились с тестовыми процедурами.

У испытуемых экспериментальной и контрольной групп до начала тренировок (фон), после пяти, десяти и пятнадцати тренировочных занятий, а также на третий, шестой, тринадцатый, двадцать четвертый и тридцать пятый дни прекращения тренировок регистрировались: максимальный вращательный момент (Н·м); определялся порог Н-рефлекса *m. gastrocnemius* (GM), *m. soleus* (SOL), а также максимальная амплитуда Н-рефлекса и М-ответа мышц голени. Во время выполнения произвольного максимального вращательного момента записывалась биоэлектрическая активность (GM), (SOL), *tibialis anterior* (TA). Н-рефлексы и М-ответы GM и SOL регистрировались по традиционной методике, путем стимуляции *n. tibialis* с помощью 8-канального электронейромиографа «Нейро-МВП-8» (ООО «Нейрософт», Россия, 2006) с использованием поверхностных стимулирующих электродов.

Регистрация биопотенциалов скелетных мышц голени осуществлялась поверхностными накожными электродами по традиционной методике при помощи 8-канального электронейромиографа «Нейро-МВП-8» (ООО «Нейрософт», Россия, 2006). Определялись амплитуда и число турнов (поворотов) ЭМГ. Амплитуда ЭМГ измерялась от максимального негативного пика до максимального позитивного пика. За турн кривой ЭМГ принималось изменение направления кривой потенциала на противоположное в пределах одной фазы без пересечения изолинии. Учитывались только значимые потенциалы, т.е. те, амплитуды которых равнялись 100 мкВ и более.

Результаты исследования силовых возможностей испытуемых показали, что исходные величины максимального вращательного момента в контрольной и экспериментальной группах достоверно не отличались и составляли $119,31 \pm 5,33$ Н·м и $124,01 \pm 8,82$ Н·м, соответственно (таблица 6). Этот факт свидетельствует о практически равных силовых возможностях

обследуемых сравниваемых групп на момент начала эксперимента. Наблюдались значительные индивидуальные особенности в проявлении силовых возможностей у испытуемых обеих групп. Так, испытуемый контрольной группы З.П. развивал усилие в 150,00 Н·м, что выше среднегруппового значения на 30,70 Н·м. В экспериментальной группе наибольший вращательный момент зарегистрирован у Р.В. – 165,00 Н·м, он на 41,00 Н·м, превышал среднегрупповую величину.

Как следует из анализа данных таблицы 6, под влиянием тренировочных занятий наблюдалось увеличение максимального вращательного момента и в контрольной, и в экспериментальной группах.

Таблица 6

Величина вращательного момента исследуемых групп ($M \pm m$, $n=18$), Н·м

Фон	Статистические показатели	КГ	ЭГ
	$M \pm m$	$119,31 \pm 5,33$	$124,01 \pm 8,82$
	V (%)	12,73	20,01
После 5 дней	$M \pm m$	$130,61 \pm 6,11^*$	$154,91 \pm 10,52^*$
	V (%)	13,22	19,22
После 10 дней	$M \pm m$	$153,01 \pm 6,21^*$	$188,81 \pm 12,22^*$
	V (%)	11,35	18,33
После 15 дней	$M \pm m$	$158,11 \pm 8,34^*$	$188,41 \pm 11,23^*$
	V (%)	14,86	16,94

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Величина прироста максимального вращательного момента зависела от количества тренировочных занятий, проведенных испытуемыми контрольной и экспериментальной групп (рисунок 12). После пяти дней тренировки максимальный вращательный момент в контрольной группе увеличился в среднем на 9,5 %, после десяти – на 28,2 %, после пятнадцати – на 32,5 % в

сравнении с исходными значениями ($p < 0,05$). В экспериментальной группе прирост силовых возможностей был более значительным.

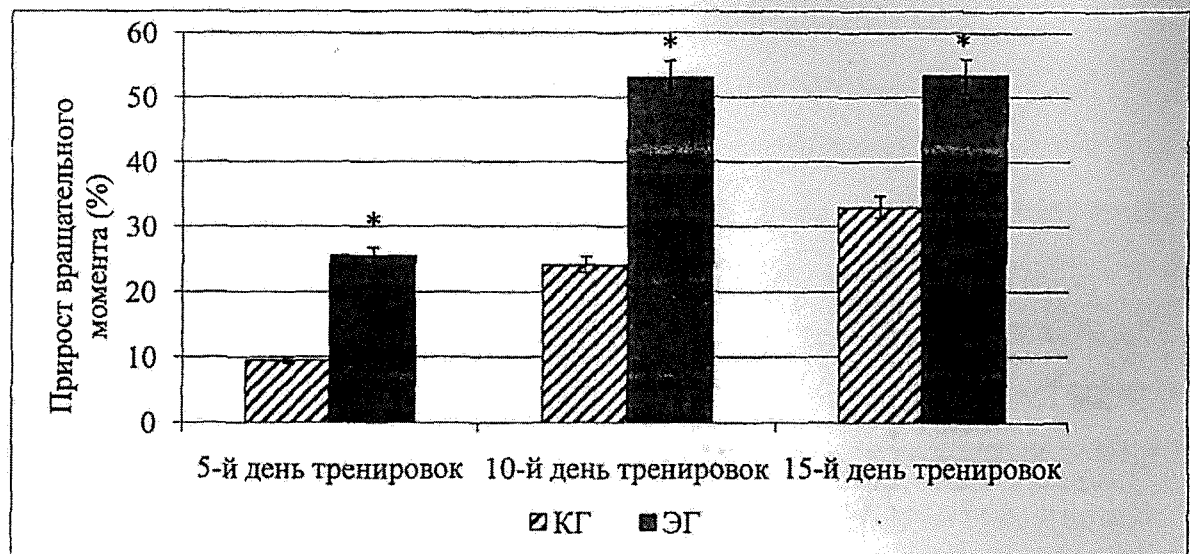


Рисунок 12 – Среднегрупповые показатели прироста (%) силового вращательного момента в голеностопном суставе.

Примечание: * – достоверность различий при $p < 0,05$.

По истечении пяти тренировочных дней с применением магнитной стимуляции мышц максимальный вращательный момент у испытуемых экспериментальной группы увеличился на 24,9 %, после десяти – на 52,3 %, а после пятнадцати – на 51,9 % по сравнению с фоновыми величинами. Таким образом, прирост силовых возможностей в экспериментальной группе был больше в среднем на 15,4 %, 24,1 % и на 19,4 %, соответственно, чем в контрольной группе (во всех случаях $p < 0,05$).

Анализ представленных на рисунке 12 данных свидетельствует о наиболее выраженном увеличении максимального вращательного момента в экспериментальной группе через десять дней тренировок. Последующие пять тренировочных занятий практически не изменили величину максимального вращательного момента зарегистрированного через десять дней тренировок. У испытуемых контрольной группы отмечалось прогрессивное увеличение максимального вращательного момента через каждые пять тренировочных занятий (рисунок 12). Следует отметить, что у испытуемых экспериментальной группы наблюдалась тенденция к увеличению

вариативности величины максимального силового момента в ходе всех тестовых испытаний по сравнению с данными контрольной группы, о чем свидетельствует динамика коэффициента вариативности (таблица 6).

При анализе индивидуальных изменений величины вращательного момента в исследуемых группах оценивался минимальный и максимальный прирост мышечной силы по истечении пятнадцати тренировочных дней. В контрольной группе минимальный прирост вращательного момента составил 12,7 % (испытуемый Б.А.), а максимальный – 67,9 % (испытуемый Е.А.).

У обследуемых экспериментальной группы минимальный прирост силовых возможностей достигал 38,4 % (Б.Г.), а максимальный – 91,3 % (С.В.) Отметим, что в экспериментальной группе значения минимального и максимального прироста вращательного момента после пятнадцати тренировочных занятий были выше, чем в контрольной группе на 25,7 % и 23,4 % соответственно.

Во время анализа индивидуального прироста вращательного момента в разные дни тренировок обнаружено, что только у двух испытуемых контрольной группы наибольший прирост достигался после десяти силовых тренировок, а у семи обследуемых после пятнадцати дней тренировок. В экспериментальной группе у четырех обследуемых наибольший прирост силового момента зарегистрирован по истечению десяти дней тренировок с применением магнитной стимуляции, а после пятнадцати силовых тренировок – у пяти испытуемых. Тренировки с применением магнитной стимуляции мышц привели к более раннему приросту силовых возможностей в экспериментальной группе по сравнению с контрольной.

Следует отметить тот факт, что как в контрольной, так и в экспериментальной группах были испытуемые, у которых в процессе всех трех тестовых испытаний величина максимального вращательного момента была выше среднегрупповых показателей. Так, в контрольной группе испытуемый Г.Н. развивал максимальный вращательный момент при плантарной флексии стопы, превышающей после пяти тренировочных дней

на 21,9 %, после десяти на 15,5 %, а после пятнадцати на 23,3 % средний показатель по группе. В экспериментальной группе у испытуемого Р.В. также наблюдалось превышение максимального вращательного момента по истечению пяти тренировочных занятий на 29,5 %, после десяти на 31,7 %, а после пятнадцати на 31,1 % по сравнению с среднегрупповой величиной в ходе всех испытаний.

В таблице 7 представлены сведения об изменении параметров электрической активности мышц, зарегистрированной в процессе максимального вращательного момента, у испытуемых обеих групп на протяжении пятнадцатидневных тренировочных воздействий. Анализ приведенных в таблице данных позволил установить, что амплитуда и частота ЭМГ мышц-агонистов достоверно возрастают после пяти, десяти и пятнадцати тренировочных занятий в сравнении с их исходными значениями. Такая закономерность в динамике ЭМГ наблюдалась в контрольной и экспериментальной группах. Следует обратить особое внимание на то, что амплитуда и частота электроактивности GM и SOL в экспериментальной группе возрастала в большей степени по сравнению с динамикой этих параметров у испытуемых контрольной группы.

Прирост амплитуды ЭМГ GM у испытуемых экспериментальной группы после пяти тренировочных занятий был больше на 24,1 %, после десяти – на 37,0 %, а после пятнадцати – на 65,8 %, чем в контрольной группе (во всех случаях $p < 0,05$). Частота ЭМГ названной мышцы достоверно увеличилась на 14,3 %, 45,4 % и 74,2 %, соответственно, по сравнению с приростом этого параметра в контрольной группе. Амплитуда и частота электроактивности TA статистически значимо не изменялась у испытуемых обеих групп на протяжении всех пятнадцати тренировочных занятий (таблица 7).

Таблица 7

Параметры электромиограммы скелетных мышц голени при развитии
максимального усилия ($M \pm m$, $n=18$)

Группа	Параметры ЭМГ	Мышцы	Исходные величины	Дни тренировок		
				5	10	15
КГ	Амплитуда, мкВ	gastrocnemius	412,44± 43,34	606,34± 45,91*	645,26± 57,95*	615,41± 54,97*
		soleus	543,48± 76,19	796,11± 52,64*	734,31± 55,05*	766,74± 46,66*
		tibialis anterior	254,22± 62,69	211,63± 15,39	207,15± 12,79	174,07± 10,91
	Частота, Гц	gastrocnemius	364,58± 51,31	498,15± 24,05*	493,04± 21,57*	513,74± 24,51*
		soleus	252,11± 28,36	367,15± 9,19*	377,11± 15,94*	386,15± 10,83*
		tibialis anterior	127,94± 37,61	146,21± 10,74	129,81± 15,25	105,21± 12,73
	Амплитуда, мкВ	gastrocnemius	319,41± 35,59	546,52± 65,49*	618,41± 43,06*	686,96± 56,91*
		soleus	343,52± 34,47	504,19± 30,53*	547,04± 34,82*	507,19± 48,75*
		tibialis anterior	159,71± 23,55	159,11± 11,84	159,48± 5,44	149,56± 6,56
ЭГ	Частота, Гц	gastrocnemius	285,92± 39,57	431,74± 47,59*	516,41± 30,92*	513,19± 20,43*
		soleus	251,51± 31,69	330,85± 20,42*	381,67± 14,16*	373,37± 10,24*
		tibialis anterior	78,49± 31,25	97,84± 20,85	130,23± 17,35	106,22± 12,52
	Амплитуда, мкВ	gastrocnemius	319,41± 35,59	546,52± 65,49*	618,41± 43,06*	686,96± 56,91*
		soleus	343,52± 34,47	504,19± 30,53*	547,04± 34,82*	507,19± 48,75*
		tibialis anterior	159,71± 23,55	159,11± 11,84	159,48± 5,44	149,56± 6,56

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

По характеристикам электроактивности мышц голени, представленным в таблице 7, можно заключить, что амплитуда и частота ЭМГ GM и SOL у испытуемых экспериментальной группы в подавляющем большинстве тестовых испытаний была ниже показателей в контрольной группе. Заметим, что максимальный силовой вращательный момент у обследуемых в экспериментальной группе был выше по сравнению с испытуемыми контрольной группы, следовательно, им требовались более низкие величины частоты и амплитуды ЭМГ мышц голени для развития более значительного по величине мышечного усилия. У испытуемых контрольной группы амплитуда ЭМГ SOL во всех тестах превышала электроактивность GM, в

экспериментальной группе при тестировании после пяти, десяти и пятнадцати дней тренировок наблюдалась обратная зависимость (таблица 7). Так, после пяти тренировочных дней у испытуемых контрольной группы амплитуда электрической активности SOL была выше на 31,3 % ($p=0,01$), после десяти – на 13,8 %, а после пятнадцати дней – на 24,6 % ($p=0,03$), чем в GM. У испытуемых экспериментальной группы, наоборот, амплитуда электроактивности GM после пяти тренировочных дней была больше на 8,4 %, после десяти – на 13,0 %, а после пятнадцати – на 35,4 % ($p=0,006$) в сравнении с ЭМГ SOL. Частота ЭМГ SOL в обеих группах была достоверно меньше в сравнении с ее величиной в GM во всех контрольных тестах. Можно предположить, что при развитии максимального вращательного момента у испытуемых контрольной группы более значительный вклад в развиваемое усилие вносила SOL, а в экспериментальной группе – GM. Вероятно, такой факт связан с воздействием магнитного раздражения на мотонейронные пулы исследуемых мышц голени.

Амплитуда максимального Н-рефлекса является одной из наиболее важных характеристик функционального состояния спинальных мотонейронов, поскольку отражает их рефлекторную возбудимость. В таблице 8 приведены данные о динамике амплитуды максимальных Н-рефлексов и М-ответов, зарегистрированных в состоянии мышечного покоя до и после пяти, десяти и пятнадцати тренировочных занятий.

Проведенный анализ полученных результатов позволил установить, что достоверное изменение амплитуды Н-рефлекса наблюдалось только у испытуемых экспериментальной группы. В этом случае амплитуда Н-рефлекса *m. gastrocnemius* выросла на 39,0 % после пяти тренировочных дней, на 30,1 % – после десяти тренировочных дней. Статистически значимых различий в амплитуде максимального М-ответа скелетных мышц голени у испытуемых обеих групп не наблюдалось.

Таблица 8

Амплитуда максимального Н-рефлекса и М-ответа (мВ) скелетных мышц голени, ($M \pm m$, $n=18$)

Группа	Вызванные ответы	Мышцы	Исходные величины	Дни тренировок		
				5	10	15
КГ	М-ответ	gastrocnemius	8,89±1,42	7,28±1,01	7,14± 0,98	9,14±1,17
		soleus	7,57±1,22	7,95±1,14	7,55± 0,92	8,87±1,58
	Н-рефлекс	gastrocnemius	1,32±0,21	1,10±0,16	1,41± 0,33	1,28±0,17
		soleus	1,56±0,29	1,18±0,21	1,25± 0,24	1,20±0,31
ЭГ	М-ответ	gastrocnemius	7,13±0,41	7,44±0,86	7,05± 0,85	7,13±0,94
		soleus	7,08±0,68	7,56±0,86	7,17± 0,91	7,69±1,11
	Н-рефлекс	gastrocnemius	0,73±0,17	1,02±0,23*	0,95± 0,21*	0,69±0,09
		soleus	0,73±0,16	0,94±0,18*	0,84± 0,14	0,67±0,13

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Приведенные выше факты об изменении электрической активности мышц голени, обеспечивающих реализацию максимального усилия, рефлекторных мышечных ответов в состоянии покоя дают основание полагать, что магнитностимуляционная тренировка мышц сопровождается модуляцией супраспинального нисходящего драйва и повышением рефлекторной возбудимости мотонейронного пула *m. gastrocnemius*.

4.2. Динамика мышечной силы после прекращения магнитностимуляционной тренировки

Как указывалось нами ранее, после пятнадцати тренировочных занятий был зарегистрирован достоверный прирост максимального вращательного момента в обеих группах. С научной и практической точек зрения было

важно выяснить, насколько долго сохраняется эффект силовых тренировок после их прекращения в контрольной группе и у испытуемых, которым во время выполнения произвольного сокращения мышц наносилась магнитная стимуляция.

После прекращения тренировок силовой направленности в экспериментальной и контрольной группах зарегистрировано последовательное изменение величины максимального вращательного момента (таблица 9).

Таблица 9

Величина вращательного момента после прекращения тренировок
($M \pm m$, $n=18$), Н·м

Фон	Статистические показатели	КГ	ЭГ
	$M \pm m$	$119,31 \pm 5,33$	$124,01 \pm 8,82$
	V (%)	12,73	20,01
3-й день	$M \pm m$	$167,11 \pm 10,01^*$	$190,11 \pm 9,41^*$
	V (%)	16,92	14,04
6-й день	$M \pm m$	$168,93 \pm 7,82^*$	$198,37 \pm 9,34^*$
	V (%)	13,13	13,32
13-й день	$M \pm m$	$168,81 \pm 11,56^*$	$193,02 \pm 10,84^*$
	V (%)	19,23	15,86
24-й день	$M \pm m$	$132,24 \pm 8,72^*$	$155,62 \pm 11,11$
	V (%)	18,61	20,22
35-й день	$M \pm m$	$119,44 \pm 5,36$	$127,81 \pm 2,83$
	V (%)	12,55	6,22

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

На рисунке 13 представлены данные силового вращательного момента в период прекращения силовых тренировок испытуемых обеих групп.

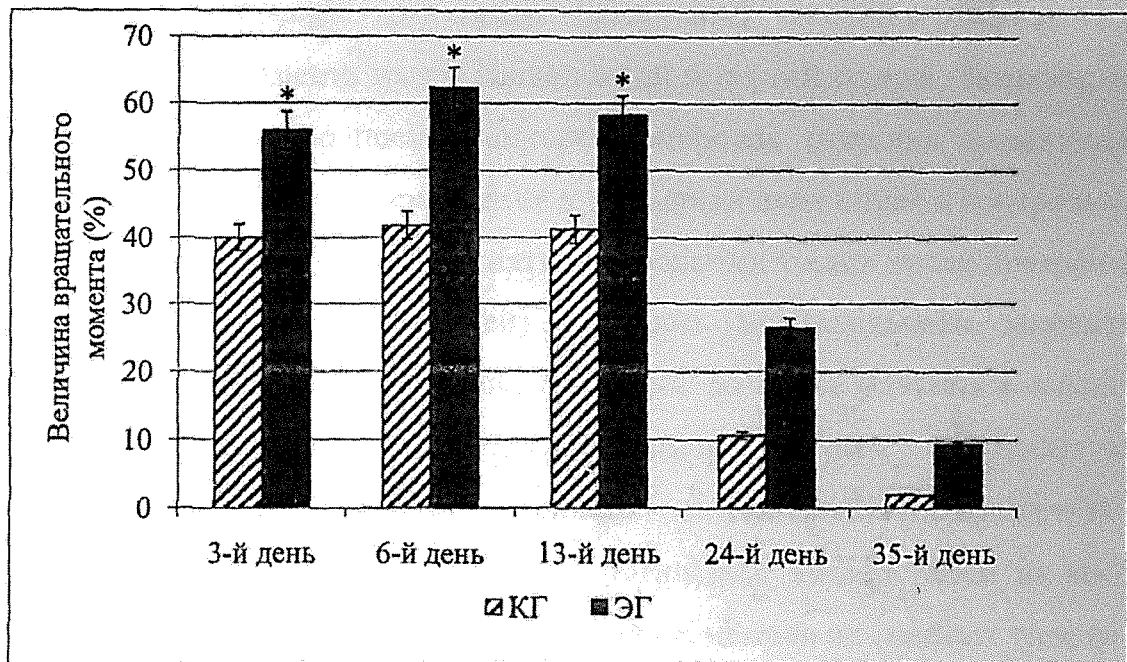


Рисунок 13 – Среднегрупповые показатели силового вращательного момента в голеностопном суставе после прекращения тренировок (%).

Примечание: * – достоверность различий при $p < 0,05$, по оси абсцисс – дни после прекращения силовых тренировок, по оси ординат – величина MBM дана в сравнении с исходными значениями.

В результате анализа полученных данных было выявлено, что на третий и шестой день после прекращения силовых тренировок величина максимального вращательного момента увеличилась в обеих группах по сравнению с пятнадцатым днем тренировок и с исходным уровнем. Так, в контрольной группе прирост по сравнению с фоновыми значениями составил к третьему дню окончания тренировок – 40,0 %, а к шестому дню – 41,6 %, в экспериментальной группе – на 53,3 % и 59,9 % соответственно. Среднегрупповой прирост вращательного момента после прекращения тренировок с применением магнитной стимуляции в экспериментальной группе на шестой день окончания тренировок был выше на 18,3 % по сравнению с контрольной группой ($p < 0,05$). Этот факт, указывает на более значительный эффект тренировок с применением магнитной стимуляции мышц. Как видно из рисунка 13, к двадцать четвертому дню после

прекращения силовых тренировок происходит снижение максимального вращательного момента мышц голени в той и другой группе. Заметим, что к тридцать пятому дню после силовых тренировок значения вращательного момента практически возвращаются к исходным величинам в контрольной и экспериментальной группах. За пять контрольных тестов после прекращения силовых тренировок (35 дней) величина вращательного момента у испытуемых контрольной группы снизилась до более близких к исходным значениям максимального усилия величинам, чем у испытуемых экспериментальной группы. Величина максимального вращательного момента под влиянием тренировки с магнитным воздействием на мышцы голени сохранялась на более высоком уровне, нежели от силовых тренировок без магнитного раздражения.

Ярко выраженные индивидуальные особенности изменения величины вращательного момента отмечались на шестой день после завершения тренировок. Так, в контрольной группе минимальный прирост вращательного момента на шестой день окончания силовых тренировок составил 27,3 % (испытуемый З.А.), а максимальный у обследуемого Е.А. достигал 61,2 %. В экспериментальной группе минимальный прирост силовых возможностей к шестому дню окончания силовой программы был равен – 25,4 % (Б.Г.), максимальный прирост вращательного момента составил 83,7 % (С.В). Следовательно, величина максимального индивидуального прироста вращательно момента на шестой день прекращения силовых тренировок в экспериментальной группе была выше на 22,5 % по сравнению с контрольной группой.

После прекращения тренировок по развитию силы мышц голени были также зарегистрированы параметры электроактивности мышц в процессе максимального усилия у испытуемых обеих групп. Характеристики электроактивности GM, SOL и TA, полученные в разные дни контрольных испытаний после окончания тренировок, представлены в таблице 10.

Таблица 10

Параметры электромиограммы скелетных мышц голени при развитии максимального усилия после прекращения тренировок ($M \pm m$, $n=18$)

Группа	Параметры ЭМГ	Мышцы	Фон	Дни после окончания тренировок				
				3	6	13	24	35
КГ	Амплитуда мкВ	gastrocnemius	412,44	622,48	618,78	576,33	494,07	441,15
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		soleus	43,33	59,52*	46,34*	59,65*	36,27	26,38
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		tibialis anterior	543,48	703,71	720,71	807,15	608,56	559,31
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
	Частота, Гц	gastrocnemius	76,19	70,08	61,33	56,97*	62,44	48,81
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		soleus	254,22	178,52	173,78	170,19	166,67	161,78
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		tibialis anterior	62,69	8,94	6,46	8,55	8,61	11,89
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
ЭГ	Амплитуда мкВ	gastrocnemius	364,58	556,48	543,89	493,59	514,01	444,07
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		soleus	51,31	28,03*	22,95*	31,75	22,42*	21,17
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		tibialis anterior	252,11	384,63	412,48	374,37	395,19	351,89
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
	Частота, Гц	gastrocnemius	28,36	15,63*	13,26*	11,31*	23,57*	19,79*
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		soleus	127,94	155,19	167,44	147,63	137,31	102,74
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
		tibialis anterior	37,61	16,12	19,43	16,61	22,24	19,21
			$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$

Примечания: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Анализ показателей, представленных в таблице 10, свидетельствует о сохранении величины амплитуды и частоты электроактивности GM, SOL и TA до шестого дня после прекращения тренировок по развитию силы мышц

голении. Так, амплитуда электроактивности GM у испытуемых контрольной группы на шестой день после прекращения силовых тренировок была больше на 50,0 % по сравнению с фоновыми значениями, а амплитуда ЭМГ SOL – на 32,6 % соответственно. У испытуемых экспериментальной группы амплитуда ЭМГ GM и SOL на шестой день после прекращения тренировок по развитию силы с нанесением магнитной стимуляции превышала на 90,8 % и 50,9 %, соответственно, исходные величины. Следует отметить, что в обеих группах прирост амплитуды ЭМГ SOL на тринадцатый день после прекращения силовых тренировок был выше по сравнению с шестым днем, в контрольной группе на – 12,0 % ($p=0,01$), а в экспериментальной группе на – 21,2 %, соответственно. Из таблицы 10 видно, что амплитуда электроактивности GM и SOL в обеих группах снижалась при тестировании через двадцать четыре дня после прекращения силовых тренировок и в еще большей степени – при тестировании на тридцать пятый день после окончания тренировочных занятий. Так, в контрольной группе амплитуда ЭМГ GM уменьшилась на двадцать четвертый день – на 20,2 % ($p=0,03$), на тридцать пятый – на 28,7 % ($p=0,03$), а в SOL на – 15,6 % ($p=0,04$) и 22,4 % ($p=0,007$), по сравнению с шестым днем окончания силовых тренировок. У обследуемых экспериментальной группы значения амплитуды ЭМГ мышц голени уменьшились на двадцать четвертый день без силовых тренировок в GM на 22,9 % ($p=0,01$), на тридцать пятый – 26,8 %, а в SOL на – 10,7 % и 12,2 % соответственно. Сопоставляя описанные выше результаты и данные рисунка 13 можно отметить, что такой спад логичен, поскольку величина максимального вращательного момента к двадцать четвертому дню после прекращения силовых тренировок значительно снизилась в обеих группах.

В процессе тестовых испытаний на третий, шестой, тринадцатый, двадцать четвертый и тридцать пятый дни окончания силовых тренировок нами установлено, что в контрольной группе частота ЭМГ GM и SOL после прекращения силовых тренировок достоверно возрастала по сравнению с исходными значениями. Так, частота ЭМГ GM возрастала по окончании

тренировок в диапазоне от 40,0 % до 52,6 %, а SOL – (39,6 % – 63,6 %). Изменения частоты ЭМГ мышц голени в экспериментальной группе были в основном несколько больше, чем у испытуемых контрольной группы и составляли в GM 65,2 % – 83,3 %, а в SOL 48,0 % – 52,1 %. Данный факт свидетельствует о большем эффекте силовых тренировок с применением магнитного раздражения на частоту ЭМГ у испытуемых экспериментальной группы. Значения амплитуды и частоты электроактивности ТА на всем протяжении после прекращения тренировок достоверно не изменились ни в одной из групп.

Отметим, что у некоторых испытуемых контрольной группы амплитуда GM и SOL в завершающий день тестовых испытаний была выше на 133,9 % и 51,0 % (Б.А.) исходных величин, что на 79,3 % и 44,6 % соответственно выше среднегрупповых значений. Амплитуда GM и SOL обследуемого экспериментальной группы Ф.А. к тридцать пятому дню окончания силовых тренировок была больше на 121,2 % и 74,0 % по сравнению с фоном, что на 50,0 % и 21,7 % выше среднего значения по группе.

В таблице 11 представлены данные, отражающие динамику амплитуды максимальных Н-рефлексов и М-ответов, зарегистрированных в состоянии мышечного покоя после прекращения тренировочных занятий.

Проведенный анализ не выявил достоверных изменений амплитуды Н-рефлекса и М-ответа на протяжении всего периода после прекращения силовых тренировок как в экспериментальной, так и контрольной группах. Такая динамика максимальных амплитуд вызванных мышечных ответов свидетельствует о неизменности количества мотонейронов спинного мозга, активируемых электрическим воздействием, при тестировании испытуемых после окончания силовых тренировочных занятий.

Таблица 11

Амплитуда максимального Н-рефлекса и М-ответа (мВ) скелетных мышц голени после прекращения тренировок ($M \pm m$, $n=18$)

Группа	Вызванные ответы	Мышцы	фон	Дни после окончания тренировок				
				3	6	13	24	35
КГ	М-ответ	gastrocnemius	8,89±	8,23±	8,31±	7,69±	10,48±	7,73±
			1,42	1,66	1,11	0,71	1,38	1,34
		soleus	7,57±	8,51±	8,07±	7,87±	10,63±	8,46±
			1,22	1,73	1,16	0,56	1,11	1,41
	Н-рефлекс	gastrocnemius	1,32±	1,32±	1,51±	1,38±	1,85±	1,01±
			0,21	0,36	0,35	0,29	0,35	0,24
		soleus	1,56±	1,22±	1,11±	1,11±	1,68±	1,28±
			0,29	0,28	0,28	0,22	0,26	0,31
ЭГ	М-ответ	gastrocnemius	7,13±	6,41±	7,49±	6,05±	10,17±	9,01±
			0,41	1,11	1,24	0,71	1,07	2,05
		soleus	7,08±	6,55±	7,51±	6,75±	9,56±	9,46±
			0,68	0,98	1,28	0,63	1,01	2,04
	Н-рефлекс	gastrocnemius	0,73±	0,59±	0,62±	0,84±	0,85±	0,69±
			0,17	0,12	0,15	0,18	0,19	0,21
		soleus	0,73±	0,57±	0,64±	0,88±	1,08±	0,88±
			0,16	0,11	0,15	0,21	0,21	0,19

Примечание: * – $p < 0,05$ – достоверность различий между соответствующим параметром и его исходной величиной.

Подводя итог описанию результатов в этом разделе отметим, что увеличение силовых возможностей, достигнутое при магнитностимуляционной тренировке, сохранялось в течение тринадцати дней после прекращения тренировок.

ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Высокоинтенсивная магнитная стимуляция в настоящее время нашла широкое применение в исследовании функционального состояния различных структур ЦНС и нервно-мышечного аппарата (С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003; J.C. Glerant et.al., 2006; J.L. Szecsi et.al., 2011; G.Y. Millet et.al., 2012; A. Matsugi et.al., 2014). В нашей работе изучено влияние высокоинтенсивной магнитной стимуляции периферического нерва и мышц на состояние мотонейронных пулов мышц голени и сократительные свойства самих исследуемых мышц.

Результаты собственных исследований выявили, что при нарастании силы высокоинтенсивной однократной магнитной стимуляции *p.tibialis* происходит быстрое первоначальное повышение амплитуды Н-рефлекса мышц голени, сменяющееся стабилизацией, а затем и резким понижением амплитуды рефлекторного ответа. Известно, что возбуждение, возникающее в нервном эфферентном волокне под влиянием электрического раздражения, распространяется ортодромно и антидромно (Я.М. Коц, 1975). Поэтому снижение амплитуды Н-рефлекса при увеличении силы электрического стимула объясняется блокировкой рефлекторного залпа мотонейронов встречным антидромным потоком нервных импульсов в эфферентных волокнах. Понижение Н-рефлекса может быть также обусловлено и процессами центрального внутриспинального торможения (Я.М. Коц, 1975; П.П. Плещинский и др., 1998). Общеизвестен факт идентичности механизмов возбуждения нервных и мышечных клеток при их магнитной и электрической стимуляции (С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003; D.J. Kidgell, A.J. Pearce, 2011). С учетом этого обстоятельства можно полагать, что снижение Н-рефлекса при магнитном воздействии на нерв происходит по причине блокирования нервной импульсации мотонейронов встречными

антидромными импульсами и вследствие внутриспинальных процессов торможения мотонейронного пула.

Сопоставительный анализ силы однократной магнитной и электрической стимуляции п. *tibialis*, необходимой в проведенных нами экспериментах для достижения максимальной амплитуды Н-рефлекса и М-ответа мышц голени, позволил установить, что максимальные по величине мышечные ответы при использовании магнитной стимуляции регистрируются при значительно меньшем превышении порога, чем в условиях электрического раздражения периферического нерва. Так, для регистрации максимальной амплитуды Н-рефлекса *m. soleus* при магнитной стимуляции требовалось превысить порог на $48,5 \pm 8,0 \%$, а в случае применения электрического воздействия – на $90,0 \pm 11,3 \%$. Аналогичная закономерность характерна и для М-ответа.

При рассмотрении возможных причин этого экспериментального факта, на наш взгляд, нужно прежде всего указать на следующие обстоятельства. Наряду с идентичностью конечных механизмов возбуждения нервных и мышечных клеток обоими видами стимуляционного воздействия, между магнитной и электрической стимуляцией имеются и определенные различия. В случае использования электрической стимуляции импульс проникает в тканевые структуры тела через поверхностные накожные, игольчатые или имплантированные электроды. Так из электрического стимулятора переносится электронным потоком по проводу к стимулирующим электродам и трансформируется в ионный поток в расположенных под электродом тканях (А.Т. Barker, 1991). Определенная часть этих ионов достигает нервных или мышечных волокон и вызывает деполяризацию их мембран. При магнитной стимуляции импульс магнитного поля передается непосредственно в глубокие ткани организма, где в результате электромагнитной индукции генерируется электрическое поле, которое вызывает разность потенциалов и возбуждение нервной или мышечной ткани (С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003). Изложенные

особенности возбуждения двух видов стимуляции позволяют предположить, что меньшее превышение порога при достижении максимального Н-рефлекса и М-ответа в случае использования магнитного раздражения n. tibialis определяется более срочным и более действенным эффектом этого вида стимуляции на активацию двигательных единиц, ответственных за генерирование максимальных мышечных ответов, в сравнении с эффектом электрической стимуляции.

Собственные исследования показали, что повышение силы однократного магнитного воздействия на n. tibialis приводит к увеличению продолжительности рефлекторных мышечных ответов – Н-рефлекса и М-ответа. Известно, что проприоцептивные афференты по морфологическим и функциональным критериям разделяются на 4 группы (таблица 12).

Таблица 12

Характеристики проприоцептивных афферентов

Группа волокон	Порог возбуждения	Диаметр (мкм)	Скорость проведения (м/сек.)	Иннервируемые рецепторы мышц
I (толстые миелинизированные)	Низкий	12-20	72-120	Первичные окончания веретен (подгруппа Ia) Сухожильные органы (подгруппа Ib)
II (средние миелинизированные)	Средний	4-12	24-72	Вторичные окончания веретен Пачиниподобные тельца Некоторые свободные окончания (число очень вариабельно для разных нервов)
III (тонкие миелинизированные)	Высокий	1-4	6-24	Свободные окончания
IV (немиелинизированные)	Высокий	меньше 1	меньше 2	Свободные окончания

Примечание: таблица составлена по данным из работ Р.С. Персон (1985), S.C. Gandevia (2001).

Афференты групп I и II располагаются в нерве более поверхностно в сравнении с другими афферентными волокнами и обладают большей возбудимостью к электрическому воздействию. Порог возбуждения волокон группы III и IV ниже, чем у афферентов групп I и II. Можно полагать, что при прогрессивном увеличении силы магнитного стимула начинают активироваться более тонкие афференты, связанные с медленными двигательными единицами, которые характеризуются более длительными потенциалами действия своих мышечных волокон. Следовательно, при магнитной стимуляции может происходить суммация более продолжительных по времени потенциалов действия, что и приводит к увеличению продолжительности Н-рефлекса исследуемых мышц.

Толстые эфферентные волокна, иннервирующие скелетные мышцы, также обладают большей возбудимостью по сравнению с эфферентами меньшего диаметра, поэтому повышение силы однократного магнитного воздействия приводит к активации более тонких эфферентов, связанных с мышечными волокнами малого диаметра. Потенциалы действия тонких мышечных волокон, относящихся к медленным двигательным единицам, характеризуются небольшой амплитудой и значительной продолжительностью. При больших по силе магнитных воздействиях происходит суммация таких длительных потенциалов действия мышечных волокон, которая и определяет увеличение продолжительности М-ответа. Увеличение длительности рефлекторных мышечных ответов, на наш взгляд, может рассматриваться как определенное доказательство рекрутирования в начале толстых нервных волокон, а затем, по мере нарастания силы магнитного стимула, более тонких.

Результаты выполненной работы позволили изучить пятнадцатидневную динамику вызываемых силовыми тренировочными упражнениями изменений физиологических показателей, характеризующих функциональное состояние скелетных мышц и мотонейронов спинного мозга. Пятнадцатидневная тренировка мышц-сгибателей стопы привела к

статистически значимому увеличению силовых возможностей как в контрольной, так и в экспериментальной группах. Известно, что в ходе реализации тренировочных силовых программ наблюдаются три фазы адаптационных процессов (D.F. Jones, et. al., 1989; M.L. Foss, S.J. Keteyian, 2008). В первой фазе происходит быстрое улучшение силовых способностей вследствие формирования соответствующего двигательного навыка. В этой фазе реальное увеличение силы скелетных мышц еще мало или вовсе отсутствует. Во второй фазе наблюдается повышение силы отдельных мышечных волокон, не сопровождающееся увеличением площади поперечного сечения мышцы. Это может быть результатом модификации нисходящей возбуждающей и тормозной нейрональной активности на нейронные структуры спинного мозга или некоторых биохимических изменений в мышечных волокнах. Третья фаза наступает после нескольких недель силовой тренировки и характеризуется медленным, но устойчивым увеличением силы и поперечного сечения упражняемой мышцы. Поскольку наша силовая программа включала пятнадцать тренировочных дней, можно полагать, что в завершающие пять дней программы происходили адаптационные процессы, характерные для второй фазы.

В нашем исследовании изменения центрального звена двигательной системы оценивали по динамике амплитуды Н-рефлекса и по показателям электрической активности тренируемых мышц на протяжении всего тренировочного цикла. Состояние периферического отдела моторной системы определялось по величине максимального М-ответа исследуемых скелетных мышц. Обнаруженный нами факт увеличения амплитуды и частоты ЭМГ мышц-агонистов при выполнении максимальных произвольных сокращений у испытуемых контрольной и экспериментальной групп на фоне недостоверных изменений амплитуды М-ответа дает определенные основания предположить, что прирост силовых возможностей в обеих группах связан преимущественно с модуляцией нисходящего нервного драйва к спинальным мотонейронам под влиянием тренировочных

занятий. Существенное значение в этом случае имеет и формирование оптимальной координационной структуры выполняемого произвольного движения, поскольку хорошо известно, что при реализации силовых тренировочных программ первоначальный прирост силы скелетных мышц достигается прежде всего за счет совершенствования соответствующего двигательного навыка (В.Н. Платонов, 1988; А.Н. Арифудин, 2005; M.L. Foss, S.J. Keteyian, 2008). Очевидным свидетельством совершенствования координационной структуры выполняемого в нашем исследовании двигательного действия является повышение электроактивности мышц-агонистов и отсутствие каких-либо изменений активности антагониста, т.е. улучшение координации в системе мышц агонист-антагонист.

При анализе возможных механизмов более значительного прироста силовых возможностей у испытуемых экспериментальной группы следует рассматривать ряд причин такого явления. Причины эти могут быть следующими: 1) улучшение микроциркуляции в тканях мышцы под влиянием магнитной стимуляции; 2) изменение свойств нервно-мышечных синапсов; 3) активация высокопороговых (быстрых) двигательных единиц мышц.

Первое объяснение может быть принято во внимание, так как имеются данные литературы об улучшении микроциркуляции в тканевых структурах мышцы при воздействии на нее высокоамплитудными магнитными стимулами (И.В. Сысоева, 2006). Улучшенная микроциркуляция может создавать оптимальные условия для изменения концентрации основных неорганических ионов на полупроницаемых мембранах нервных и мышечных клеток, способствуя тем самым процессу деполяризации клеточных мембран и, следовательно, возникновению потенциала действия. Косвенным подтверждением обоснованности такого объяснения служат результаты наших исследований активности отдельных ДЕ. Оказалось, что под влиянием магнитной стимуляции мышц частота разрядов отдельных ДЕ возрастает и этот эффект сохраняется определенное время.

Известно, что ритмическая активация синапсов при электростимуляции приводит к разнообразным функциональным изменениям в нервно-мышечных синапсах, зависящим от силы, длительности и частоты стимуляционного воздействиями (В.Н. Команцев, В.А. Заболотных, 2001). Ритмическая активация вызывает повышение потенциала покоя (гиперполяризацию) мембраны пресинаптической части аксона и, таким образом, способствует увеличению амплитуды потенциала действия. Высокоамплитудный потенциал действия обеспечивает выброс большого количества медиаторов в синаптическую щель. К тому же при ритмической активации наблюдается увеличение запаса медиатора, готового к выделению. При магнитной стимуляции на уровне возбуждаемой структуры работают те же механизмы, что и при электрической стимуляции, а, именно, прохождение электрического тока через мембрану возбудимой клетки, деполяризация которой приводит к появлению потенциала действия и дальнейшему его распространению по возбужденной структуре (С.С. Никитин, А.Л. Куренков, 2003). В связи с этим можно полагать, что применяемая в нашей работе магнитная стимуляция вызывала в нервно-мышечных синапсах изменения, аналогичные изложенным выше. Это обстоятельство дает основания предположить, что синаптические изменения, вызываемые магнитной стимуляцией, вероятно, могут создавать более благоприятные условия для активации двигательных единиц, функционирование которых и обеспечивает прирост силовых возможностей.

Показано, что основными факторами, обеспечивающими повышение силы произвольного сокращения скелетных мышц, является рекрутирование высокопороговых двигательных единиц и увеличение частоты их импульсации (В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик, 1985; D.F. Jones, et.al., 1989; В.Н. Команцев, В.А. Заболотных, 2001; А.Г. Беляев и др., 2013; Л.П. Сергиенко, 2013). Двигательные единицы этого типа содержат более значительное количество мышечных волокон и вносят больший вклад в напряжение мышцы, чем низкопороговые единицы. Активация

высокопороговых двигательных единиц происходит лишь при больших по величине мышечных усилиях. Вместе с тем, имеются сведения, что при электрической стимуляции мышцы эти двигательные единицы активируются уже при незначительном раздражении, т.е. в этом случае проявляют себя как низкопороговые (Я.М. Коц, 1971). Следовательно, и под влиянием магнитной стимуляции, наносимой на мышцу в момент ее сокращения, будут активироваться высокопороговые двигательные единицы, которые в обычных условиях не вступают в работу. Их активность обеспечивает дополнительный прирост силовых возможностей мышцы и вследствие следовых процессов эта приобретенная сила будет сохраняться определенное время.

У испытуемых ЭГ силовая тренировка, сопровождаемая магнитной стимуляцией мышц, приводила также к достоверному увеличению амплитуда Н-рефлекса *m. gastrocnemius*, что является свидетельством повышения рефлекторной возбудимости соответствующего мотонейронного пула спинного мозга. Можно полагать, что более значительный нисходящий нервный драйв, адресованный к мотонейронному пулу с повышенной возбудимостью, инициирует рекрутирование дополнительных двигательных единиц, активность которых может быть еще одним фактором, обеспечивающим больший прирост силовых возможностей у испытуемых экспериментальной группы по сравнению с контрольной группой (А.Г. Беляев и др., 2013).

Заключение. В настоящем исследовании предложен новый метод развития мышечной силы посредством магнитной стимуляции мышц-агонистов во время их произвольного сокращения. Технические параметры магнитного стимулятора позволяют безболезненно стимулировать скелетные мышцы и активировать высокопороговые двигательные единицы, которые в обычных условиях не рекрутируются. Предлагаемый метод может быть использован как дополнительное средство тренировочного воздействия в тех видах спорта, в которых результат зависит от силовых способностей, а также

в реабилитационном восстановлении двигательных функций после повреждения и заболеваний спинного мозга и скелетных мышц.

ВЫВОДЫ

1. При прогрессивно нарастающем повышении силы магнитной стимуляции п. *tibialis* происходит быстрое первоначальное увеличение амплитуды Н-рефлекса мышц голени, сменяющееся последующей ее стабилизацией, а затем резким снижением. Величина Н-рефлекса, вероятно, снижается за счет антидромного блока в эфферентных волокнах п. *tibialis* и вследствие внутриспинальных процессов торможения альфа-мотонейронов исследуемых мышц.

2. Максимальный Н-рефлекс и М-ответ скелетных мышц голени при использовании магнитной стимуляции достигаются при существенно меньшем превышении порога, чем в условиях электрического воздействия на периферический нерв. Так, прирост силы магнитного воздействия на нерв для достижения максимального Н-рефлекса *m. soleus* составляет $48,5 \pm 8,0 \%$, а при электрической стимуляции – $90,0 \pm 11,3 \%$ ($p < 0,05$).

3. Повышение силы однократного магнитного воздействия на п. *tibialis* приводит к увеличению продолжительности рефлекторных мышечных ответов, что свидетельствует о последовательной активации все более тонких афферентных и эфферентных нервных волокон, связанных с медленными мышечными волокнами (тип S), по мере возрастания интенсивности магнитной стимуляции.

4. Увеличение силы и частоты ритмической магнитной стимуляции мышц вызывает менее выраженное повышение силового вращательного момента в сравнении с электрической стимуляцией, но испытуемые в процессе магнитного стимуляционного воздействия не испытывают болевых и дискомфортных ощущений.

5. Магнитностимуляционная тренировка мышц в течение пятнадцати дней приводит к значительному увеличению силовых

возможностей испытуемых экспериментальной группы, что проявляется в увеличении максимального силового вращательного момента на 51,9 % по сравнению с исходным уровнем и на 19,4 % – по сравнению с контрольной группой (в обоих случаях $p < 0,05$).

6. Повышение силовых возможностей скелетных мышц, вызываемое магнитностимуляционной тренировкой, сопровождается увеличением амплитуды и частоты электрической активности мышц-агонистов при реализации максимального усилия, что свидетельствует о формировании моторной команды, обеспечивающей активацию дополнительного количества двигательных единиц мышц голени.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Магнитностимуляционная тренировка мышечной силы может быть использована как дополнительное средство повышения силовых возможностей спортсменов.

2. Курс магнитного воздействия может быть рекомендован к применению в качестве миостимулирующего метода в постиммобилизационном периоде реабилитации.

3. Полученные в работе сведения об особенностях изменений мышечной силы под воздействием магнитностимуляционной тренировки целесообразно использовать при дальнейшем изучении механизмов влияния магнитного воздействия на состояние ЦНС и мышечного аппарата человека.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андриянова, Е.Ю. Спортивная медицина: учеб. пособие / Е.Ю. Андриянова. - Великие Луки: ВЛГАФК, 2014. - 328 с.
2. Анисимова, Н.П. Регуляция сокращения скелетных мышц в изометрическом режиме: автореф. дис. ... канд. биол. наук 03.03.01 / Анисимова Наталья Петровна. - Л., 1980. - 20 с.
3. Антропова, Е.С. Характеристики интегрированной электромиограммы у лиц, длительно подвергавшихся действию вибрации / Е.С. Антропова, Л. И. Герасимова, А. Ю. Мейгал // Физиология человека. — 2003. — Т. 29, № 5. - С. 134-139.
4. Арифулин, А.Н. Функциональная характеристика нейромоторного аппарата нижних конечностей у юношей-спортсменов различных специализаций: дис. ... канд. биол. наук 03.00.13 / Арифулин Александр Насимиевич. - Владимир, 2005. - 128 с.
5. Бадалян, Л.О. Клиническая электронейромиография: руководство для врачей / Л.О. Бадалян, И.А. Скворцов. — М.: Медицина, 1986. — 368 с.
6. Беляев, А.Г. Повышение силы мышц голени спортсмена с помощью электромагнитной стимуляции / А.Г. Беляев, Р.М. Городничев, В.Н. Шляхтов // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. - СПб., 2013. - №6(100). - С. 20-25.
7. Бершицкий, С.Ю. Исследование механизмов генерации силы в мышце: автореф. дис. ... д-ра биол. наук 03.03.01 / Бершицкий Сергей Юрьевич. - М., 2005. - 18 с.
8. Бравая, Д.Ю. Физиологический анализ разных методов и режимов тренировки мышечной силы: автореф. дис. ... канд. пед. наук: 14.00.17 / Бравая Дина Юрьевна. - М.: ГЦОЛИФК, 1985. - 27 с.

9. Бредикис, Ю.Ю. Очерки клинической электроники / Ю.Ю. Бредикис. – М.: Медицина, 1974. – 224 с.

10. Василенко, А.А. Влияние круговой тренировки повторным методом на увеличение силового компонента мужчин / А.А. Василенко // Юбилейная XXX науч. конф. студентов, аспирантов и соискателей МГАФК. – Малаховка, 2006. – Выпуск XV. – С. 35-37.

11. Верхошанский, Ю.В. Актуальные проблемы современной теории и методики спортивной тренировки / Ю.В. Верхошанский // Теория и практика физической культуры. - 1993. - № 11-12. - С. 21-24.

12. Верхошанский, Ю.В. Основы специальной силовой подготовки в спорте / Ю.В. Верхошанский. - 3-е изд. - М.: Советский спорт, 2013. - 216 с.

13. Виноградова, О.Л. Изменение показателей силы и выносливости при физической тренировке различной направленности / О.Л. Виноградова // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. - 2004. - Т. 90, № 8. - С. 368-369.

14. Виноградова, О.Л. Физиологические основы повышения функциональных возможностей высококвалифицированных спортсменов / О.Л. Виноградова, Д.В. Попов, А.С. Боровик // Управление движением: мат. V Рос., с междунар. участием, конф. – Петрозаводск, 2014. – С. 18.

15. Волков, Н.И. Биохимия мышечной деятельности / Н.И. Волков, Э.Н. Несен, А.А. Осипенко, С.К. Корсун. – Киев: Олимпийская литература, 2000. – 503 с.

16. Воробьев, А.Н. Тренировка, работоспособность, реабилитация / А.Н. Воробьев. – М.: Физкультура и спорт, 1989. – 272 с.

17. Воронов, А.В. Определение оптимальных режимов выполнения скоростно-силовых упражнений / А.В. Воронов, О.Л. Виноградова, Т.А. Щербакова // Управление движением: мат. I Всерос., с междунар. участием, конф. по управлению движением. – Великие Луки, 2006. – С. 12 – 14.

18. Гавриленко, Г.В. Влияние программированной электростимуляции мышц на развитие двигательных качеств спринтеров /

Г.В. Гавриленко, В.Г. Алабин, Г.С. Ништ // Специальная подготовка легкоатлетов – спринтеров: мат. науч.-практ. конф. – Минск, 1977. – С. 78-79.

19. Гехт, М.Б. Теоретическая и клиническая электромиография / М.Б. Гехт. - Л.: Наука, 1990. - 229 с.

20. Гехт, М.Б. Электромиография в диагностике нервно-мышечных заболеваний / М.Б. Гехт, Л.Ф. Касаткина, М.И. Самойлов [и др.]. — Таганрог: Таганрог. радиотехн. ун-та, 1997. - 369 с.

21. Гидиков, А.А. Теоретические основы электромиографии / А.А. Гидиков. - Л.: Наука, 1975. – 180 с.

22. Гимранов, Р.Ф. Транскраниальная магнитная стимуляция / Р.Ф. Гимранов. - М., 2002. - 163 с.

23. Городничев, Р.М. О возможностях развития мышечной выносливости методом функциональной электростимуляции / Р.М. Городничев // Теория и практика физической культуры. - 1979. - № 11. - С. 20 - 21.

24. Городничев, Р.М. Спортивная электронейромиография: монография / Р.М. Городничев. - Великие Луки: ВЛГИФК, 2005. – 230 с.

25. Городничев, Р.М. Магнитная стимуляция головного мозга как новый метод диагностики функционального состояния двигательной системы спортсменов / Р.М. Городничев, Д.А. Петров, Р.Н. Фомин // Теория и практика физической культуры. – 2006. - № 1. - С. 2-5.

26. Городничев, Р.М. Применение магнитной стимуляции в спорте: учеб. пособие / Р.М. Городничев, Д.А. Петров, Р.Н. Фомин, Д.К. Фомина. - Великие Луки, 2007. – 95 с.

27. Городничев, Р.М. Влияние напряженной мышечной деятельности на моторные ответы при магнитной стимуляции головного и спинного мозга / Р.М. Городничев, Д.А. Петров, Р.Н. Фомин, С.М. Иванов, Д.Н. Решетов // Физиология человека. – 2008. – Т. 34, № 6. – С. 106-112.

28. Городничев, Р.М. Теоретические и практические аспекты спортивной борьбы: монография / Р.М. Городничев, Е.Ю. Андриянова, Н.А. Складар [и др.]. – Великие Луки, 2008. – 136 с.

29. Городничев, Р.М. Кортико-спинальные механизмы регуляции различных типов произвольных мышечных сокращений / Р.М. Городничев, Д.А. Петров. – М: Графика-Сервис, 2009. – 125 с.

30. Гришина, Ю.И. Общая физическая подготовка. Знать и уметь: учеб. пособие / Ю.И. Гришина. – 2-е изд. – Ростов н/Д: Феникс, 2012. – 249 с.

31. Гурфинкель, В.С. Скелетная мышца: структура и функция / В.С. Гурфинкель, Л.С. Левик; под ред. М.Л. Шика. – М.: Наука, 1985. – 144 с.

32. Давиденко, В.Ю. Исследование возможностей метода многоканальной электростимуляции нервно-мышечной системы человека: автореф. дис. ... канд. пед. наук 03.03.01 / Давиденко Вячеслав Юрьевич. – Донецк, 1972. – 21 с.

33. Дорохов, Р.Н. Силовая подготовка школьников: монография / Р.Н. Дорохов, А.Н. Хорунжий, Н.Р. Дорохов. – Смоленск, 2009. – 188 с.

34. Зациорский, В.М. Статические (изометрические) силовые упражнения // Физические качества спортсмена / В.М. Зациорский. – М., 1970. – С. 43-45.

35. Зациорский, В.М. Физические качества спортсмена: основы теории и методики воспитания / В.М. Зациорский. – 3-е изд. – М.: Советский спорт, 2009. – 200 с.

36. Зенков, Л.Р. Функциональная диагностика нервных болезней: руководство для врачей / Л.Р. Зенков, М.А. Ронкин. – 3-е изд., перераб. и доп. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 488 с.

37. Казенников, О.В. Исследование возбудимости моторной коры в задаче удержания груза / О.В. Казенников, Ю.С. Левик // Физиология человека. – 2009. – Т. 35, № 5. – С. 71-78.

38. Казимиров, Э.К. Электрическая стимуляция органов и тканей / Э.К. Казимиров // мат. I-й Всесоюз. науч. конф. – Каунас, 1975. – С. 271-272.

39. Козаров, Д. Двигательные единицы скелетных мышц человека / Д. Козаров, Ю.Т. Шапков. - Л.: Наука, 1983. - 252 с.
40. Колесников, Г.Ф. Электростимуляция нервно-мышечного аппарата / Г.Ф. Колесников. - Киев: Здоровье, 1977. - 244 с.
41. Команцев, В.Н. Методические основы клинической электронейромиографии / В. Н. Команцев, В.А. Заболотных. - СПб., 2001. - 350 с.
42. Корягина, Ю.В. Физиология силовых видов спорта: учеб. пособие / Ю.В. Корягина. - Омск: СибГУФК, 2003. - 60 с.
43. Коряк, Ю.А. Тренировочный эффект высокочастотной электрической стимуляции на быструю переднюю большеберцовую мышцу у человека. Сообщение II: Влияние на скоростно-силовые свойства и работоспособность / Ю.А. Коряк // Физиология человека. - 1993. - Т. 19., № 3. - С. 115 - 122.
44. Коряк, Ю.А. Функциональные свойства нервно-мышечного аппарата у спортсменов разных специализаций / Ю.А. Коряк // Физиология человека. - 1993. - № 5. - С. 95-104.
45. Костюченков, В.Н. Методические рекомендации по применению фармакологических средств в спортивной медицине и антидопинговый контроль / В.Н. Костюченков, В.Г. Семенов, В.Е. Новиков. - Смоленск: СГМИ, 1989. - 105 с.
46. Космина, Е.А. Развитие силовых способностей юношей методами «до отказа» и субмаксимальных усилий на начальном этапе занятий атлетизмом: автореф. дис. ... канд. пед. наук: 13.00.04 / Космина Елена Алексеевна. - СПб., 2012. - 24 с.
47. Коц, Я.М. Тренировка мышечной силы методом электростимуляции. Сообщение I / Я.М. Коц // Теория и практика физической культуры. - 1971. - № 3. - С. 64-67.
48. Коц, Я.М. Организация произвольного движения: нейрофизиологические механизмы / Я.М. Коц. - М.: Наука, 1975. - 248 с.

49. Коц, Я.М. Основные физиологические принципы тренировки: учеб. пособие / Я.М. Коц. - М.: ГЦОЛИФК, 1986. - 86 с.
50. Коц, Я.М. Тренировка мышечной силы методом электростимуляции. Сообщение II / Я.М. Коц, В.А. Хвилон // Теория и практика физической культуры. - 1971. - № 4 - С. 66-72.
51. Кривенцов, А.Л. Система комплексного контроля в управлении подготовкой спортсменов: учеб. пособие / А.Л. Кривенцов. - Алма-Ата, 1987. - 88 с.
52. Кудина, Л.П. Исследование взаимодействия супраспинального и афферентного входов на отдельных мотонейронах у человека / Л.П. Кудина // XIV съезд Всесоюз. физиол. общества им. И.П. Павлова. - Баку, 1983. - Т. 2. - С. 384-385.
53. Кузнецов, В.В. Специальная силовая подготовка спортсмена / В.В. Кузнецов. - М.: Советская Россия, 1975. - 208 с.
54. Кулиненко, О.С. Подготовка спортсмена: фармакология, физиотерапия, диета / О.С. Кулиненко. - М.: Советский спорт, 2009. - 432 с.
55. Кулинов, В.П. Оценка возбудимости мотонейронов коры головного мозга человека методом магнитной стимуляции / В.П. Кулинов, Ю.В. Смирнова, К.В. Смирнов // Физиология человека. - 2004. - Т. 30, № 3. - С. 133-135.
56. Курьсь, В.Н. Основы силовой подготовки юношей / В.Н. Курьсь. - М.: Советский спорт, 2004. - 264 с.
57. Лысков, Е.Б. Транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС) мозга - новый подход к лечению депрессивных состояний / Е.Б. Лысков, Н.Я. Стихина, З.А. Алексанян, С.В. Медведев, А.Д. Коротков, В.О. Михайлов // мат. XVIII съезда физиол. общ. им. И.П. Павлова. - Казань, 2001. - С. 143-144.
58. Люташин, Ю.И. Методика комплексного развития силовых способностей студентов вузов средствами атлетической гимнастики:

автореф. дис. ... канд. пед. наук: 13.00.04 / Люташин Юрий Иванович. - Волгоград, 2010. - 22 с.

59. Макарова, Г.А. Электростимуляция мышц в спортивной медицине // Современные тенденции в системе оптимизации постнагрузочного восстановления спортсменов: сборник научных статей отечественных и зарубежных авторов / сост. Г.А. Макарова. - Краснодар: КГУФКСТ, 2012. - С. 43-53.

60. Мак-Комас, А.Дж. Скелетные мышцы: строение и функции: учеб. пособие / А.Дж. Мак-Комас. - Киев: Олимпийская литература, 2001. - 406 с.

61. Мартьянов, В.А. Некоторые методические подходы к повышению функциональных возможностей мышечного аппарата спортсменов / В.А. Мартьянова // Труды ВНИИФК. - М., 1983. - С. 52-65.

62. Медведев, Д.В. Физиологические факторы, опреляющие физическую работоспособность человека в процессе многолетней адаптации к специфической мышечной деятельности: автореф. дис. ... канд. биол. наук: 03.00.13 / Медведев Денис Владиславович. - М., 2007. - 24 с.

63. Минигалин, А.Д. Срочные и отдаленные биохимические и физиологические эффекты предельной силовой нагрузки / А.Д. Минигалин, А.Р. Шумаков, Т.И. Баранова, М.А. Данилова, М.И. Калинин, В.И. Морозов // Физиология человека. - 2011. - Т. 37, № 2. - С. 86-91.

64. Моисеев, С.А. Влияние мышечных нагрузок различной целевой направленности на внешнюю и внутреннюю структуру сложнокоординационного двигательного действия: автореф. дис. ...канд. биол. наук: 03.03.01 / Сергей Александрович Моисеев. - Краснодар, 2010. - 23 с.

65. Немировская, Т.Л. Системные и клеточные механизмы пластичности скелетных мышц при различных их режимах их сократительной активности: автореф. дис. ... д-ра биол. наук 03.03.01 / Немировская Татьяна Леонидовна. - М., 2003. - 45 с.

66. Нетреба, А.И. Оценка эффективности тренировки, направленной на увеличение максимальной произвольной силы без развития гипертрофии мышц / А.И. Нетреба, Я.Р. Бравый, В.А. Макаров, Д.В. Устюжанин, О.Л. Виноградова // Физиология человека. - 2011. – Т. 37, № 6. – С. 89-97.
67. Никитин, С.С. Магнитная стимуляция в диагностике и лечении болезней нервной системы: руководство для врачей / С.С. Никитин, А.Л. Куренков. – М.: САШКО, 2003. - 378 с.
68. Никитин, С.С. Основы метода транскраниальной магнитной стимуляции / С.С. Никитин, А.Л. Куренков // Методические основы транскраниальной магнитной стимуляции в неврологии и психиатрии: руководство для врачей / С.С. Никитин, А.Л. Куренков. – М., 2006. – Гл.1. - С. 7-13.
69. Николаев, А.А. Электростимуляция в спорте: учеб. пособие для студентов ИФК / А.А. Николаев.- Смоленск: СГИФК. 1999.- 74 с.
70. Персон, Р.С. Двигательные единицы и мотонейронный пул / Р.С. Персон // Физиология движений. - Л., 1976. – С. 69-101.
71. Персон, Р.С. Спинальные механизмы управления мышечным сокращением / Р.С. Персон. – М.: Наука, 1985. – 184 с.
72. Петров, Д.А. Возрастные изменения биоэлектрической активности отдельных двигательных единиц скелетных мышц: автореф. дис. ... канд. биол. наук: 03.00.13 / Петров Дмитрий Анатольевич. – Ярославль, 2001. – 19 с.
73. Пивоварова, Е.А. Кортико-спинальные механизмы регуляции мышечных сокращений разного типа: автореф. дис. ... канд. биол. наук: 03.03.01 / Пивоварова Елена Анатольевна. - Смоленск, 2012. - 25 с.
74. Платонов, В.Н. Адаптация в спорте / В.Н. Платонов.- Киев: Здоровье, 1988.- 216 с.
75. Платонов, В.Н. Общая теория подготовки спортсменов в олимпийском спорте / В.Н. Платонов. - Киев: Олимпийская литература, 1997. - 583 с.

76. Платонов, В.Н. Сила и силовая подготовка // Общая теория подготовки спортсменов в Олимпийском спорте / В.Н. Платонов. - Киев, 2004. - С. 372-377.

77. Платонов, В.Н. Система подготовки спортсменов в олимпийском спорте: общая теория и ее практические приложения / В.Н. Платонов. - Киев: Олимпийская литература, 2004. - 808 с.

78. Плещинский, П.П. Тормозные взаимодействия мышц-синергистов у человека / И.П. Плещинский, Р.Х. Бикмуллина // т. док. XVII съезда Всерос. физиол. общ. им. И.П. Павлова. - Ростов-на-Дону, 1998. - С. 70.

79. Попенко, В.Н. Гибкость, сила, выносливость: тренажеры и методы тренировки в боевых искусствах / В.Н. Попенко. - М.: Богучар, 1994. - 111 с.

80. Попов, Д.В. Влияние низкочастотной электростимуляционной тренировки на фоне растяжения на скоростно-силовые возможности и размеры стимулируемых мышц / Д.В. Попов, А.И. Нетребя, Р.Я. Бравый [и др.] // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. - 2004. - Т. 90, № 8. - С. 393.

81. Ратов, И.П. Электростимуляция мышц во время выполнения спортивных упражнений: метод. письмо / И.П. Ратов. - М.: ВНИИФК, 1979. - 38 с.

82. Родионов, В. Как развить силу / В. Родионов. - 2-е изд., доп. - М.: Физкультура и спорт. 1966. - 108 с.

83. Сагитов, Р.М. Электромеханическое сопряжение в скелетной мышце как основа совершенствования ее механической модели и проведения контроля в спорте: дис. ... канд. пед. наук: 01.02.08 / Сагитов Роберт Мазитович. - М., 2001. - 19 с.

84. Самсонова, А.В. Состав и строение скелетных мышц // Гипертрофия скелетных мышц человека: монография / А.В. Самсонова;

Национальный гос. ун-т физ. культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта. – СПб., 2011. – С. 23-27.

85. Саплинскас, Ю.С. Импульсная активность ДЕ при длительной работе мышц на различном уровне напряжения у нетренированных лиц и у спортсменов высокой квалификации / Ю.С. Саплинскас, И.И. Ящанинас // Физиологические основы управления движениями / под ред. Ф.М. Талышева, А.В. Овсянникова. – М., 1980. – С. 104-115.

86. Саплинскас, Ю.С. Физиологическая характеристика двигательных единиц человека / Ю.С. Саплинскас. – Вильнюс: Москлас, 1990. – 164 с.

87. Сейфулла, Р.Д. Допинговый монстр / Р.Д. Сейфулла, И.А. Анкундринова. – М., 1996. – 223 с.

88. Сейфулла, Р.Д. Лекарства и БАД в спорте: практ. руководство для спорт. врачей, тренеров и спортсменов / под ред. Р.Д. Сейфулла, Г.З. Орджоникидзе. – М.: Литтерра, 2003. – 320 с.

89. Семенов, В.А. О проблемах допингов в современном спорте / В.А. Семенов // Материалы семинара-совещания представителей НОКов стран СНГ и Балтии, Кишинев, 30 мая 2003 г. – М.: Физкультура и спорт, 2003. – С. 22-35.

90. Сергиенко, Л.П. Спортивный отбор: теория и практика: монография / Л.П. Сергиенко. – М.: Советский спорт, 2013. – 1048 с.

91. Скурвидас, А.А. Электрическая активность, скоростно-силовые свойства и утомляемость скелетных мышц у спортсменов в зависимости от направленности тренировочных нагрузок и возраста: автореф. дис. ...канд. биол. наук 14.00.17 / Скурвидас Альбертас Альбертович. – Тарту, 1988. – 18 с.

92. Сысоева, И.В. Изучение влияния магнитных полей высокой интенсивности на скелетные мышцы методом электронейромиографии / И.В. Сысоева // Вестник Российского государственного медицинского университета. – 2006. – № 2. – С. 424-425.

93. Талис, В.Л. Роль моторной коры в поздних задачах, связанных с активностью мышц рук / В.Л. Талис, О.В. Казенников // Управление движением: мат. V Рос., с междунар. участием, конф. по управлению движением. – Петрозаводск, 2014. – С. 60.
94. Тарбеева, Н.М. Методика низкоинтенсивной силовой подготовки квалифицированных лыжников-гонщиков в подготовительный период: автореф. дис. ... канд. биол. наук: 13.00.04 / Тарбеева Наталия Михайловна. - Набережные Челны, 2013. - 22 с.
95. Уилмор, Дж.Х. Физиология спорта и двигательной активности: учебник: пер. с англ. / Дж.Х. Уилмор, Д.Л. Костилл. – Киев: Олимпийская литература, 1997. – 503 с.
96. Фалеев, А.В. Силовые тренировки. Избавься от заблуждений / А.В. Фалеев. – М.; Ростов н/Д: Март, 2006. - 320 с.
97. Федотова, В.Г. Допинг противодействие его применению в спорте: учебно-метод. пособие / В.Г. Федотова, Е.В. Федотова. – Малаховка: МГАФК, 2010. – 176 с.
98. Хвилон, В.А. Методика электростимуляционной тренировки мышечной силы у спортсменов: автореф. дис. ... канд. пед. наук 13.00.04 / Хвилон Вадим Александрович. - М., 1974.- 20 с.
99. Хмелевский, Ю.В. Основные биохимические константы в норме и при патологии / Ю.В. Хмелевский, О.К. Усатенко. – Киев: Здоровья, 1984. – 120 с.
100. Хорунжий, А.Н. Комплексная методика развития силовых способностей подростков 14-18 лет разных соматотипов: автореф. дис. ... канд. пед. наук: 13.00.04 / Хорунжий Анатолий Николаевич. - Смоленск, 2007. - 20 с.
101. Челноков, А.А. Закономерности формирования спинального торможения у человека: автореф. дис. ... д-ра биол. наук: 03.03.01 / Челноков Андрей Алексеевич. – Краснодар, 2014. - 61 с.

102. Чурсинов, В.Е. Методы тренировки силы / В.Е. Чурсинов // Теория и практика физической культуры. – 2011. - № 10. – С. 38-42.
103. Шапков, Ю.Т. Активность двигательных единиц и роль проприорецепции в ее регуляции: автореф. дис. ... д-ра биол. наук 03.03.01 / Шапков Юрий Тимофеевич. - Л., 1984. – 51 с.
104. Шенкман, Б.С. Хронические эффекты низкочастотной электромиостимуляции разгибателей коленного сустава на фоне их статического пассивного растяжения у человека / Б.С. Шенкман, Е.В. Любаева, Д.В. Попов, А.И. Нетреба, О.С. Тарасова, А.Б. Вдовина, П.П. Таракин, Ю.С. Лемешева, О.И. Беличенко, В.Е. Сеницын, Д.В. Устюжанин, О.Л. Виноградова // Физиология человека. – 2006. – Т. 32, № 1. – С. 84-92.
105. Ширковец, Е.А. Общие принципы тренировки скоростно-силовых качеств в циклических видах спорта / Е.А. Ширковец, Б.Н. Шустин // Вестник спортивной науки. – 2003. - № 1. – 70 с.
106. Энока, Р.М. Основы кинезиологии / Р.М. Энока. – Киев: Олимпийская литература, 1998. – 399 с.
107. Ящанинас, И.И. Электрическая активность скелетных мышц, свойства двигательных единиц у лиц различного возраста и их изменения под влиянием спортивной тренировки: автореф. дис. ... д-ра биол. наук 03.00.13 / Ящанинас Ионас Иосифович. – Киев, 1983. – 33 с.
108. Alen, M. Reduced high-density lipoprotein-cholesterol in power athletes: use of male sex hormone derivatives, an atherogenic factor / M. Alen, P. Rahkila // Int J Sports Med. – 1984. – Dec; 5 (6). – P. 341-342.
109. Amassian, V.E. Focal stimulation of human cerebral cortex with the magnetic coil: a comparison with electrical stimulation. EEG Clin / V.E. Amassian, R.Q. Cracco, P.J. Maccabee // Neurophysiol. – 1989. - № 74.- P. 401-416.
110. Attene, G. Improving neuro-muscular performance in young basketball players: plyometric vs. technique training / G. Attene, E. Juliano, A. Di

Cagno, W. Moalla, G. Aquino, J. Padulo // J. Sport med phys fitness. – 2014. - № 8.- P. 87-91.

111. Barker, A.T. An introduction to the basic principles of magnetic nerve stimulation / A.T. Barker // J. of Clinical Neurophysiology. – 1991. - № 8.- P. 26-37.

112. Barker, A.T. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex / A.T. Barker, R. And Jalinous, I.L. Freeston // Lancet. - 1985. - V. 1. - P. 1106-1107.

113. Berardelli, A. Effect of cortical stimulation on the execution of fast complex arm movements in man / A. Berardelli, M. Inghilleri, J.C. Rothwell // Journal of Physiology. - 1991. - V 438. - P. 30.

114. Bickford, R.G. Neural stimulation by pulsed magnetic fields in animals and man / R.G. Bickford, B.D. Flemming // Digest of the 6th International conference on medical electronics and biological engineering (Tokyo). – Tokyo, 1965. - P. 6-7.

115. Brunholz, C. Central motor conduction time in diagnosis of spinal processes Nervenarzt / C. Brunholz, D. Claus, E. Bianchi. - 1993. - № 64 (4), Apr. - P. 233-237.

116. Cabric, M. Effects of electrostimulation of different frequencies on the myonuclei and fiber size in human muscle. / M. Cabric, H.J. Appell, A. Resic // Int J Sports Med. - 1987.- №8.- P. 323-326.

117. Calancie, B. Motor unit responses in human wrist flexor and extensor muscles to transcranial cortical stimuli / B. Calancie, M. Nordin, U. Wallin, K.A. Hagbarth // J. Neurophysiol. – 1987. - № 58 (5).- P. 1168-1185.

118. Capaday, C. Studies on the corticospinal control of human walking. I. Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex / C. Capaday, B.A. Lavoie, H. Barbeau, C. Schneider, M. Bonnard // J. Neurophysiol. – 1999. - № 81.- P. 129-139.

119. Caramia, M.D. Excitability changes of muscular responses to magnetic brain stimulation in patients with central motor disorders / M.D.

Caramia, P. Cicinelli, C. Paradise // EEG Clin. Neurophysiol. – 1991. - № 81.- P. 243-250.

120. Chokroverty, S. Percutaneous magnetic coil stimulation of human cervical vertebral column: site of stimulation and clinical application / S. Chokroverty, M.A. Picone, M. Chokroverty // EEG Clin. Neurophysiol. – 1991. - № 81.- P. 356-365.

121. Collnick, P.D. Muscular enlargement and number of fibers in skeletal muscles of rats / P.D. Collnick, B.F. Timson, R.L. Moore, M. Riedy // J. Appl Physiol. – 1981. - № 50 (5), May. – P. 936-943.

122. Cowey, A. What can transcranial magnetic stimulation tell us about how the brain works / A. Cowey // Phil. Trans. R. Soc. B. – 2005.- № 360.- P. 1185-1205.

123. Day, B.L. Differential effect of cutaneous stimuli on responses to electrical or magnetic stimulation of the human brain / B.L. Day, D. Dressler, A. Maertens // Journal of Physiology. - 1988. - №. - P. 399-468.

124. Delitto, A. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. / A. Delitto, S.J. Rose, J.M. McKowen [et al.] // Phys Ther. – 1988. - № 68. - P. 660-663.

125. Delitto, A. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. / A. Delitto, L. Snyder-Mackler // Phys Ther. 1990. - № 70. – P. 158-164.

126. Deuschl, G. Effect of electric and magnetic transcranial stimulation on long latency reflexes / G. Deuschl, R. Michels, A. Berrardelli // Experimental Brain Research. - 1991. - № 84. - P. 403-410.

127. Durmus, D. Effects of quadriceps electrical stimulation program on clinical parameters in the patients with knee osteoarthritis. / D. Durmus, G. Alayli, F. Canturk // Clin Rheumatol. – 2007. - № 26 (5). - P. 674-678.

128. Eisen, A. Cortical and peripheral nerve magnetic stimulation / A. Eisen // Methods in Clinical Neurophysiology. - 1992. - № 3. - P. 65-84.

129. Ellaway, P.H. Variability in the amplitude of skeletal muscle responses to magnetic stimulation of the motor cortex in man / P.H. Ellaway, N.J. Davey, D.W. Maskill, S.R. // EEG Clin. Neurophysiol. – 1998. - № 109.- P. 104-113.

130. Enoka, R.M. Muscle strength and its development. New perspectives. / R.M. Enoka // Sports Med. – 1988. - № 6 (3), Sep.- P. 146-168.

131. Foss, M.L. Physiological basic for exercise and sport (sixth edition) / M.L. Foss, S.J. Keteyian. – Singapore, 2008. – 620 p.

132. Gandevia, S.C. Spinal and Supraspinal factors in human muscle fatigue / S.C. Gandevia // Physiological Reviews. – Vol. 81. – №4, Oct. – 2001. – P. 1725-1789.

133. Gibson, J.N. Effects of therapeutic percutaneous electrical stimulation of atrophic human quadriceps on muscle composition, protein synthesis and contractile properties. / J.N. Gibson, W.L. Morrison, C.M. Scrimgeour [et al.]. // Eur J Clin Invest. – 1989. - № 19.- P. 206-212.

134. Gibson, J.N. Prevention of disuse muscle atrophy by means of electrical stimulation: maintenance of protein synthesis. / J.N. Gibson, K. Smith, M.J. Rennie // Lancet. – 1988. - № 2.- P. 767-770.

135. Glerant, J.C. Diaphragm electromyograms recorded from multiple surface electrodes following magnetic stimulation. / J.C. Glerant, N. Mustafa, W.D. Man, Y.M. Luo, G. Rafferty, M.I. Polkey, J. Moxham // Eur Respir J. – 2006.- № 27(2), Feb.- P. 334-342.

136. Gobelet, C. Muscle training techniques and retropatellar chondropathy / C. Gobelet, M. Frey, A. Bonard // Rev Rhum Mal Osteoartic. – 1992. - № 59.- P. 23-27.

137. Godfrey, C.M. Comparison of electro-stimulation and isometric exercise in strengthening the quadriceps muscle / C.M. Godfrey, H. Jayawardena, T.A. Quince [et al.] // Physiother Can. – 1979.- № 31.- P. 265-267.

138. Gondin, J. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture / J. Gondin, M. Guette, Y. Ballay [et al.] // *Med Sci Sports Exerc.* - 2005. - № 37. - P. 1291-1299.

139. Gondin, J. Wide-pulse, high-frequency neuromuscular electrical stimulation induces lower metabolic demand than conventionally used parameters / J. Gondin, M. Guette, Y. Ballay // 19th annual congress of the ECSS. - Amsterdam, 2014. - P. 334-335.

140. Gottlieb, G.L. Reciprocal excitation of muscle antagonists by the afferent pathway / G.L. Gottlieb, B.W. Myklebust, R.D. Renn [et al.] // *Exp. Brain Res.* - 1982. - V. 46, № 3. - P. 454.

141. Gould, N. Transcutaneous muscle stimulation to retard disuse atrophy after open meniscectomy / N. Gould, D. Donnermeyer, G. Gammon [et al.] // *Clin Orthop Relat Res.* - 1983. - № 178. - P. 190-196.

142. Guissard, N. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles / N. Guissard, J. Duchateau // *Muscle Nerve.* - 2004. - № 29, Feb. - P. 248-255.

143. Hainaut, K. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise / K. Hainaut, J. Duchateau // *Sports Med.* - 1992. - № 14. - P. 100-103.

144. Hakkinen, K. Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric and various stretch-shortening cycle exercises / K. Hakkinen, P.V. Komi, H. Kauhanen // *J. Sports Med.* - 1986. - № 7 (3), Jun. - P. 144-151.

145. Hallet, M. Transcranial magnetic stimulation and the human brain / M. Hallet // *J. Nature.* - 2000. - № 406. - P. 147-150.

146. Harris, M.L. Adductor pollicis twitch tension assessed by magnetic stimulation of the ulnar nerve. / M.L. Harris, Y.M. Luo, A.C. Watson, G.F. Rafferty, M.I. Polkey, M. Green, J. Moxham // *Am J Respir Crit Care Med.* - 2000. - № 162(1), Jul. - P. 240-245.

147. Henneman, E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge / E. Henneman // *Science*. – 1957. – № 126. – P. 1345-1348.

148. Hess, C.W. Responses in small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain / C.W. Hess, K.R. Mills, N.M.F. Murray // *Journal of Physiology*. – 1987. – №.4. – P. 397 - 419.

149. Houben, P. Effect of dynamic electromyostimulation of the leg muscle chain on isometric and isoinertial strength parameters and sprint performance / P. Houben, S. Ziadi, S. Wirtz, H. Kleinoeder, J. Mester // 16th annual congress of the ECSS. -Liverpool UK, 2011. - P. 524-525.

150. Huerta, P.T. Transcranial magnetic stimulation, synaptic plasticity and network oscillations / P.T. Huerta, B.T. Volpe // *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2009. – № 6.- P. 1186-1274.

151. Hultman, E. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. / E. Hultman, H. Sjoholm, I. Jaderholm-Ek [et al.] // *Pflugers Arch*. – 1983. – № 398.- P. 139-141.

152. Inghilleru, M. Corticospinal potentials after transcranial stimulation in humans / M. Inghilleru, A. Berrardelli, G. Cruccu, A. Priori, M. Manfredi // *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. -1989. - № 52. - P. 970-974.

153. Jimenex, I. Pad Patterns of physiologically identified afferent fibres from the medial gastrocnemius muscle / I. Jimenex, P. Rudomin, M. Solodkin // *Exp. Brain Res*. – 1988.- V. 71. – P. 643.

154. Johnson, D.H. The Russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patellae. / D.H. Johnson, P. Thurston, P.J. Ashcroft // *Physiother Can*. – 1977. - № 29.- P. 266-268.

155. Jones, D.F. Physiological in skeletal muscle as a result of strength training. / D.F. Jones, O.M. Rutherford, D.F. Parker // *Exp. Physiol*. – 1989. - V. 74. - P. 233-256.

156. Kaneko, K. Effect of coil position and stimulus intensity in transcranial magnetic stimulation on human brain / K. Kaneko, Y. Fuchigami, H.

Morita, A. Ofuji, S. Kawai // J. of Neurological Sciences. – 1997. - № 147. - P. 155-159.

157. Keel, J.C. A safety screening questionnaire for transcranial magnetic stimulation. / J. C Keel, M.J. Smith, EM. Wassermann // Clin. Neurophysiol. – 2000. - № 12. - P. 720.

158. Kidgell, D.J. Neurophysiological responses after short-term strength training of the biceps brachii muscle / D.J. Kidgell, M.A. Stokes, M.A. Castricum, A.J. Pearce // J Strength Cond Res. – 2010.- № 45. – P. 266-268.

159. Kidgell, D.J. What has transcranial magnetic stimulation taught us about neural adaptations to strength training? A brief review. / D.J. Kidgell, A.J. Pearce // J Strength Cond Res. – 2011. - № 25 (11), Nov. - P. 3208-3217.

160. Kim, C.K. Training effects of electrically induced dynamic contractions in human quadriceps muscle / C.K. Kim, T.E. Takala, J. Seger [et al.] // Aviat Space Environ Med. -1995.- № 66.- P. 251-255.

161. Kindermann, W. Cardiovascular side effects of anabolic-andr-ogenic steroids / W. Kindermann // Herz. – 2006. – № 31, (6) Sep. – P. 566-573.

162. Komi, P.V. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic and mechanical factors / P.V. Komi // J. Sport Med. – 1986. – № 7, Jun, Suppl 1. – P. 10-15.

163. Kramer, J.F. Changes in rowing ergometer, weight lifting, vertical jump and isokinetic performance in response to standard and standard plus plyometric training programs / J.F. Kramer, A. Morrow, A. Leger // J. strength cond res. – 1993. - № 8. - P. 449-454.

164. Lazzaro, V.Di. The physiological basis of transcranial motor cortex stimulation in conscious humans / V.Di. Lazzaro, A. Oliviero, F. Pilato, E. Saturno, M. Dileone, P. Mazzone, A. Insola, P.A. Tonali, J.C. Rothwell // J. Clinical Neurophysiology. – 2004. - № 115.- P. 255-266.

165. Maertens de Noordhout, A. Percutaneous electrical stimulation of lum- bosacral roots in man / A. Maertens de Noordhout, J.C. Rothwell, P. Thompson // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. – 1998. - № 51. - P. 174-181.

166. Maffiuletti, N.A. Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height / N.A. Maffiuletti, S. Dugnani, M. Folz [et al.] // *Med Sci Sports Exerc.* – 2002. - № 34. - P. 1638-1644.

167. Man, W. D-C. Magnetic stimulation for the measurement of respiratory and skeletal muscle function / W. D-C. Man, J. Moxham, M.I. Polkey // *J. European Respiratory.* – 2004. - № 24.- P. 846-860.

168. Matsugi, A. Task dependency of the long-latency facilitatory effect on the soleus H-reflex by cerebellar transcranial magnetic stimulation / A. Matsugi, N. Mori, S. Uehara, N. Kamata, K. Oku, K. Mukai, K. Nagano // *Neuroreport.* – 2014. - № 3, 25 (17), Dec. - P. 1375-1380.

169. Matsumoto, H. Magnetic lumbosacral motor root stimulation with a flat, large round coil / H. Matsumoto, F. Octaviana, R. Hanajima, Y. Terao, A. Yugeta, M. Hamada, S. Inomata-Terada, S. Nakatani-Enomoto, S. Tsuji, Y. Ugawa // *J. Clinical Neurophysiology.* – 2009. - № 120. - P. 770-775.

170. McKenzie, D.K. Central and peripheral fatigue of human diaphragm and limb muscles assessed by twitch interpolation / D.K. McKenzie // *J. Physiol.* – 1992. - № 454. - P. 643-656.

171. McNeil, J. The response to paired motor cortical stimuli is abolished at a spinal level during human muscle fatigue / J. McNeil, G. Martin, C. Gandevia, L. Taylor // *J. Physiol.* – 2009. – № 23. – P. 5601-5612.

172. Meyer, B.U. Callosally and corticospinally mediated motor responses induced by transcranial magnetic stimulation in man originate from the same motor cortex region / B.U. Meyer, S. Rorich // *J. Physiol.* – 1996.- № 491.- P. 119.

173. Meyer, B.U. Inhibitory and excitatory interhemispheric transfer between motor cortical areas in normal subjects and patients with abnormalities of the corpus callosum / B.U. Meyer, S. Rorich, H.V. Einsiedelg // *Brain.*- 1995.- № 118.- P. 429-440.

174. Millet, G.Y. Potential interests and limits of magnetic and electrical stimulation techniques to assess neuromuscular fatigue / G.Y. Millet, D.

Bachasson, J. Temesi, B. Wuyam, L. Féasson, S. Vergès, P. Lévy // *Neuromuscul Disord.* – 2012. - № 22, Dec, Suppl 3. - P. 181-186.

175. Mills, K.R. Electrical stimulation over the human vertebral column: which neural elements are excited / K.R. Mills, N.M.F. Murray // *EEG Clin. Neurophysiol.* – 1986. - № 63. - P. 583-589.

176. Morrissey, M.C. The effects of electrical stimulation on the quadriceps during postoperative knee immobilization / M.C. Morrissey, C.E. Brewster, C.L. Shields [et al.] // *Am J Sports Med.* – 1985.- № 13.- P. 40-35.

177. Nitz, A.J. High electrical stimulation effect on thigh musculature during immobilization for knee sprain. / A.J. Nitz, J.J. Dobner // *Phys Ther.* – 1987. - № 67. - P. 219-222.

178. Ozbar, N. The effect of 8-week plyometric training on leg power, jump and sprint performance in female soccer player / N. Ozbar, S. Ates, A. Aqopyan // *J. strength cond res.* – 2014. - № 21. - P. 1265-1371.

179. Perry, J.P. Yates Illicit anabolic steroid use in athletes: a case series analysis / J.P. Perry, H. Kathleen Andersen, R. William // *Am. J. Sports Med.* – 1990. - № 18, Jul. – P. 422-428.

180. Polkey, M.I. Quadriceps strength and fatigue assessed by magnetic stimulation of the femoral nerve in man Muscle Nerve / M.I. Polkey, D. Kyroussis, C.H. Hamnegard, G.H. Mills, M. Green, J. Moxham // *Physiology of sport and exercise.* - 1996.- № 19.- P. 549-555.

181. Pyndt, H.S. Modulation of transmission in the corticospinal and group Ia afferent pathways to soleus motoneurons during bicycling / H.S. Pyndt, J.B. Nielsen // *J. Neurophysiol.* – 2003. - № 89.- P. 304-314.

182. Ramirez-Campillo, R. Effects of in-season low-volume high-intensity plyometric training on explosive actions and endurance of young soccer players / R. Ramirez-Campillo, C. Meylan, C. Alvarez, C. Henriquez-Olquin, C. Martinez, R. Canas-Jamett, D.C. Andrade, M. Izquierdo // *J. strength cond res.* – 2014. - № 5. - P. 1335-1342.

183. Robertson, V.J. Vastus medialis electrical stimulation to improve lower extremity function following a lateral patellar retinacular release / V.J. Robertson, A.R. Ward // J Orthop Sports Physical Ther. – 2002. - № 32.- P. 437-446.

184. Rossini, P.M. Methodological and physiological considerations on the electric or magnetic transcranial stimulation / P.M. Rossini, M.D. Caramia // Non-invasive Stimulation of Brain and Spinal Cord: Fundamentals and Clinical Applications. - New York, 1988. - P. 37-65.

185. Sanchez, B.R. Percutaneous electrical stimulation in strength training: an update. / B.R. Sanchez, P.P. Puche, J.J. Gonzame-Badillo // J Strength Cond Res. – 2005. - № 19. - P. 438-448.

186. Schmid, U.D. Transcutaneous magnetic and electrical stimulation over the cervical spine: excitation of plexus roots-rather than spinal roots / U.D. Schmid, G. Walker, J. Schmid-Sigron, C.W. Hess // EEG Clin. Neurophysiol. – 1991. - № 43(Suppl). - P. 369-384.

187. Snyder-Mackler, L. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction / L. Snyder-Mackler, A. Delitto, S.W. Stralka [et al.] // Phys Ther. -1994. - № 74. - P. 901-907.

188. Snyder-Mackler, L. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament / L. Snyder-Mackler, A. Delitto, S.L. Bailey [et al.] // J Bone Joint Surg. – 1995.- № 77.- P. 1166-1173.

189. Stone, M.H. Principles and practice of resistance training / M.H. Stone, M. Stone, W.A. Sands // Human Kinetics. - 2007. - №5. – P. 376.

190. Szecsi, J. Functional magnetic stimulation as a supposedly 'painless' option for movement induction in plegics / J. Szecsi, B. Gleich, N. Gatteringer, A. Straube // Fortschr Neurol Psychiatr.- 2011.- № 79 (12), Dec.- P. 711-719.

191. Todd, G. Measurement of voluntary activation of fresh and fatigued human muscles using transcranial magnetic stimulation / G. Todd, J.L. Taylor, S.C. Gandevia // *J. Physiol.* – 2003. - № 1, Sep 551 (Pt 2). - P. 661-671.

192. Tsuda, E. Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. / E. Tsuda, Y. Okamura, H. Otsuka [et al.] // *Am J Sports Med.* – 2001. - № 29. - P. 83-87.

193. Tsuda, E. Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. / E. Tsuda, Y. Ishibashi, Y. Okamura [et al.] // *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* - 2003. - № 11. - P. 63-67.

194. Wassermann, E.M. Risk and safety of receptive transcranial magnetic stimulation: report and suggested guidelines from the International Workshop on the safety of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation, June 5—7, 1996 / E. M. Wassermann // *EEG Clin. Neurophysiol.* – 1998. - № 108. - P. 1-6.

195. Wassermann, E.M. Safety and side effects of transcranial magnetic stimulation and repetitive transcranial magnetic stimulation / E.M. Wassermann, A. Pascual-Leone, N.J. Davey, J. Rothwell, // *Handbook of transcranial magnetic stimulation.* - London, 2002. - P. 39-49.

196. Wilmore, J.H. Physiology of sport and exercise / J.H. Wilmore, D. L. Costill // *Human Kinetics.* – 2004. – № 3. - P. 294-301.

АКТ
ПРИЛОЖЕНИЕ 1
ВНЕДРЕНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ
РАБОТЫ В ПРАКТИКУ

г. Великие Луки

23.01.2015

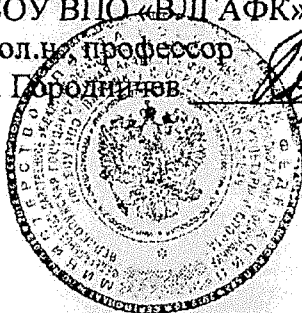
Мы, нижеподписавшиеся, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта» в лице проректора по научно-исследовательской работе Городничева Р.М., с одной стороны, Муниципальное автономное образовательное учреждение дополнительного образования детей «Детско-юношеская спортивная школа № 2 «Экспресс» (182100, Псковская обл., г. Великие Луки, ул. Пушкина, д. 12), в лице директора Поварещенкова С.Н., с другой стороны, и разработчика Беляева А.Г. составили настоящий акт о том, что Беляев А.Г. работающий по теме «Влияние магнитной стимуляции на силовые возможности скелетных мышц», внедрил:

№ п/п	Ф.И.О. авторов внедрения	Наименование предложения и его характеристика	Эффект от внедрения
1.	Беляев Андрей Геннадьевич	Дополнительные методы повышения силы мышц голени спортсменов с помощью магнитной стимуляции	Предложенный методический подход к силовой подготовке спортсменов, наряду с используемыми позволили повысить функциональное состояние спортсменов при моделировании направленного воздействия силовых тренировочных программ.

Автор разработки:

Беляев А.Г.

Проректор по НИР
ФГБОУ ВПО «ВЛГАФК»
д.биол.н., профессор
Р.М. Городничев



Директор МАОУДОД
ДЮСШ №2 «Экспресс»

С.Н. Поварещенков



АКТ ПРИЛОЖЕНИЕ 2
ВНЕДРЕНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ
РАБОТЫ В ПРАКТИКУ

г. Великие Луки

20.01.2015

Мы, нижеподписавшиеся, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта» в лице проректора по научно-исследовательской работе Городничева Р.М., с одной стороны, ООО «Газпром трансгаз Санкт-Петербург» - Псковское ЛПУМГ спортивно-оздоровительный комплекс «Стрелец» (182100, Псковская обл., г. Великие Луки, ул. Ботвина д. 4), в лице заведующего Кравченко Д.В., с другой стороны, и разработчика Беляева А.Г. составили настоящий акт о том, что Беляев А.Г. работающий по теме «Влияние магнитной стимуляции на силовые возможности скелетных мышц», внедрил:

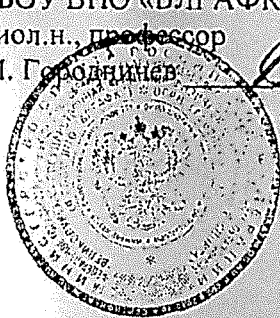
№ п/п	Ф.И.О. авторов внедрения	Наименование предложения и его характеристика	Эффект от внедрения
1.	Беляев Андрей Геннадьевич	Методика оценки силовых возможностей спортсменов магнитной стимуляцией мышц	Использование предложенной методики оценки силовых возможностей позволило оптимизировать учебно-тренировочный процесс силовой подготовки спортсменов.

Автор разработки:



Беляев А.Г.

Проректор по НИР
ФГБОУ ВПО «ВЛГАФК»
д.биол.н., профессор
Р.М. Городничев



Заведующий
СОК «Стрелец»

Д.В. Кравченко



Принято и проиндексировано
115 листов
Овчин

Иванова Е.А.



Копия оригиналу

Российская государственная библиотека

«10» 1900 Овчин

Иванова Е.А.