

СИСТЕМНАЯ ФИЗИОЛОГИЯ В ИНТЕГРАЦИИ СЕМАНТИКИ ЗДОРОВЬЯ, АДАПТАЦИИ, СТРЕССА, ДОМИНАНТЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

А.П. Исеев, Р.У. Гаттаров, А.В. Ненашева, А.С. Аминов, В.И. Ляпкало, В.Р. Юмагуен, Л.Н. Задорина
ЮУрГУ, г. Челябинск

В настоящее время отсутствуют аналогии в определении групп здоровья, функционального состояния, стадий стресса и ступенчатости адаптации. Имеются разночтения в определениях здоровья и функционального состояния. Системная физиология с её интегративным подходом позволит приблизить проблемы к разрешению. Обследованию подвергались более 1000 студентов и спортсменов.

Системная физиология занимает ведущее место в глобальной интеграции доминантных механизмов жизнедеятельности организма человека и животных в условиях напряжения. В славную историю достижений «физиологии медицины и естествознания» вписаны имена выдающихся учёных мирового созвездия (А.А. Ухтомского, И.П. Павлова, И.И. Мечникова, И.М. Сеченова, А.А. Богданова-Малиновского, Селье, А. Хилла, П.К. Анохина, Н.А. Бернштейна, Л. Берталанфи, Н. Винера, В.И. Вернадского, П.Т. Де Шардена и др.).

Синдромальный подход исследований продолжала плеяда известных физиологов (Г. Селье, К.М. Быков, Л.А. Орбели, В.М. Бехтерев, В.Н. Черниговский, В.В. Парин, П.К. Анохин).

Достижения современной нейрофизиологии, клинической физиологии, биомеханики, биохимии, молекулярной биологии, электрофизиологии послужили основой интеграции не только научных дисциплин, но и научных проблем фундаментального значения. Прогресс в развитии физиологии, тесная связь её с прогрессивными технологиями способствуют не только возникновению новых методов обследования, но и дают развитие традиционным диагностическим методиками. Традиционно сильна отечественная физиология в системном восприятии организма (А.А. Ухтомский, И.П. Павлов, П.К. Анохин, К.В. Судаков и др.).

Системная физиология транслирует в современных условиях социальную доминанту и как следствие дистресс в различных её вариантах при наличии обострившихся факторов риска агрессивной среды (экономическая нестабильность, терроризм, бытовое насилие, коррумпированность, бессилие силовых и властных структур, недоверие к власти, непрофессионализм значительной части управленцев, коррупция, взяточничество, обман эколого-экономическое неблагополучие и т.д.). В интеграции проявляется глобальное напряжение, стресс, суициды, нравственная и физическая деградация, безразличие, что неизбежно сказывается

на психологическом здоровье нации. Институты профилактики не эффективны, «ремонтный» корпус здравоохранения становится платным при низком прожиточном уровне населения. Здоровье как отражение интегративной деятельности организма человека изучено настолько не значительно, что отсутствует фундаментальное учение о «здоровье здорового человека».

Противоречивость семантик здоровья, функционального состояния, резистентности, реактивности, адаптаспособности с ветвями психологического и физического состояния, множеством индикаторов не позволяют в сравнении оценить группу здоровья и уровень функционального состояния. Например, масса и состав тела – проблема энергетического баланса – и корреляции между потреблением энергии с пищей и массой тела. Роль метаболического синдрома отводится мочевой кислоте, МПК, эритропоэтину, устойчивости к гипоксии и т.д. Однако до настоящего времени отсутствует интегральный критерий, который позволил бы системно оценить функциональное состояние и уровень здоровья человека. Особенно это важно при выявлении стадии адаптации при воздействии комплекса факторов агрессивной среды. Предупреждение факторов риска – главная задача физиологии, психологии и медицины.

Метод электромиографии (ЭНМГ), позволяющий получать объективные характеристики функции нервно-мышечной системы с учётом возраста пациента, адаптаспособности с учётом критериев моторно-висцеральных, интеграций, биоэлектрической активности мозга, состояния вегетативной и периферической нервной системы чрезвычайно популярен и практически незаменим. Термин «электронейромиография» впервые предложен в 1969 году Н.Л. Cohen and J. Brumlik [42].

Учитывая, что иннервация, интегративно действует через уровни регуляции на все органы и системы можно полагать, что ЭНМГ отражает интегративную деятельность организма. Соедини-

тельная ткань (костная, нервная, мышечная, сосудистая, кровь, лимфа т. д.) является основой жизнеобеспечения и обеспечивает существующие разности потенциалов. Наличие потенциала покоя биологических мембран является условием их нормального функционирования и генерации электрической активности. Специфические воздействия вызывают цикл биологических реакций ведущих к нарастанию деполяризации и затем к поляризации с постепенным возвращением к исходному значению.

Несмотря на интеграцию двигательных единиц (ДЕ) каждая из них имеет свою «специализацию» и содержит мышечные волокна одного типа. Дифференцируют преимущественно два ключевых типа мышечных волокон:

- первый тип характеризуются малой силой и скоростью сокращения (медленные ДЕ в основном участвуют в тоническом напряжении мышц и в поддержании позы);

- второй тип миоцитов способен к быстрому и сильному сокращению (быстрые ДЕ отвечают за выполнение быстрых целенаправленных произвольных движений).

Существует большое число переходных типов мотонейронов и соответствующих им двигательных единиц. Чем больше волокон в ДЕ, или выше частота их сокращения, тем «сильнее» мышца [12, 19, 20].

Электронейромиографическая методика (ЭНМГ) является единственной способной адекватно оценить интегративную деятельность не только нервно-мышечного аппарата, но всей единой функциональной системы организма. Однако различие, отсутствие единого подхода к анализу полученных данных делает неоднозначные выводы. Слабость данной проблемы заключается в том, что работ по оценке «здоровья здорового человека» с применением ЭНМГ исключительно мало. Ещё менее изучена данная проблема в физиологии двигательной активности и спорта.

Оперативный покой является особым, центрально организованным функциональным состоянием нейромоторного аппарата. Способность к достижению такого покоя развивается в онтогенезе [34]. ЭНМГ покоя (произвольно расслабленные мышцы) отражает лишь низковольтные, частые колебания, изменяющиеся у бодрствующего человека в связи с лёгким тоническим напряжением мышц. Электрогенез экстензорных антигравитационных мышц (шеи, спины, жевательных) несколько выше, чем сгибательных, а возможность их произвольного расслабления меньше [39]. Способность к расслаблению мышц неодинакова иногда нужна специальная тренировка на расслабление мышечного тонуса [40]. Результаты тонических напряжений мышц подтвердили исключительную «откликаемость» нейромоторного аппарата на любые афферентные импульсы, протекающие к сегментарным мото-

нейронам от различных рецепторных систем и отделов ЦНС [27, 30].

Произвольные сокращения мышц изучались в 30-е годы [8]. ЭНМГ произвольных сокращений студентов в норме характеризуются высокой частотой колебаний и синхронностью их развития, величиной амплитуд, адекватной в определенных пределах сил сокращения мышцы, и зависимостью общей структуры ЭНМГ от вида произвольного движения [17, 23]. Классификация электромиограмм, полученных при локальном отведении мышечных потенциалов проводилась многими авторами [40, 27]. Авторы в основном выделяют несколько типов ЭНМГ. Первый тип отражает высокочастотные колебания потенциала с изменчивыми асинхронными амплитудами, вольтаж которых зависит от функционального состояния мышц при тех или иных двигательных действиях.

При обследовании более 676 студентов 17–19 лет был выявлен в норме вольтаж, характеризующий амплитуду и силу сокращений мышц. Данный вид колебаний был наиболее распространён в настоящих исследованиях (> 92,3 %). Второй тип характеризовался низкочастотными осцилляциями и чётким ритмом колебаний с частотой от 3 до 60 колебаний в 1 с. Вольтаж амплитуды зависел от нервно-психического состояния и электрической активности мышц, а также принятой классификацией (5,6 %).

При таком типе отмечается усиление частых колебаний потенциала в покое, искажение нормальной структуры ЭНМГ «залпами» частых осцилляций вызванных импульсацией нервно-психологического и метаболического свойства, ритмичностью с переходом на аритмию (1,6 %). Биологическое молчание мышцы наблюдалось при переутомлении, перетренировке, повреждении мышц (0,5 %).

По частоте встречаемых ЭНМГ можно судить о закономерной связи мышечного электрогенеза с физиологическим или патофизиологическим состоянием исследуемого участка нейромоторной системы. Изменчивость амплитуды интерференционных ЭНМГ позволяет охарактеризовать общую интенсивность электрической активности, её устойчивость, течение колебательного процесса, общую структуру ЭНМГ. Амплитуды измеряют в мм и переводят в микровольты (МкВ). Это позволяет оценить исходное состояние, степень утомления, стресс-напряжение и т. д.

При оценке тонических амплитуд используют современные статистические процедуры [29]. Измерение этих амплитуд позволяет определить показатели интенсивности биоэлектрических процессов в различных мышцах, при разных видах состояний и нарушений нервно-мышечной системы.

Отдельные колебания потенциала в интерференционной кривой выделяются посредством математического анализа [30, 42, 41, 27, 26].

Наряду с общими амплитудными, частотными характеристиками и их отношениями используются относительные характеристики: коэффициенты асимметрии, синергии, адекватности и т. п. [40].

Несмотря на то, что ЭНМГ отражает многоуровневый процесс управления движениями, выявлена надсегментарная регуляция движений, т. е. способность высших отделов нервной системы управлять процессами возбуждения и торможения сегментарных и периферических аппаратов. Изменение этих временных характеристик позволяет дифференцировать центральные и периферические механизмы регуляции двигательных действий человека.

Например, при сравнении амплитуд в односторонних мышцах правой и левой руки можно установить и оценить степень асимметричности ЭНМГ. Соотношение амплитуд колебаний потенциала мышц агонистов, антагонистов, синергистов помогает определить роль каждой из них в его выполнении [38].

Электрическая активность мышечных ансамблей отражает координированное и надсегментарное регулируемое возбуждение многогранных элементарных единиц сегментарного и периферического нейромоторного аппарата.

Понимание физиологического смысла ЭНМГ позволяет познать нейродинамические характеристики двигательной функции человека при различных состояниях, возникающих при нарушениях отдельных звеньев нейромоторной системы и обеспечивающую жизнедеятельность активной мезэнхимы и всей функциональной системы организма.

Действительно, нейрофизиологические функции способствуют познанию относительного развития двигательной соматовегетативной функции, изучения функциональных особенностей мышц, регуляции мышечного тонуса и висцеральной сферы. Последнее особенно важно в физиологии ДА и спорта [13, 17].

Мышечный электрогенез в норме, включая скорость «рекрутирования» мотонейронов до установления максимальных амплитуд не превышает 150–200 м/с, а феномен «продлённой активности» не превышает 200–5000 мс. Перечисленные основные особенности течения нормальной электрической активности мышц при их произвольном сокращении сохраняются и при изменении количественных характеристик ЭНМГ в соответствии с видом движения [27].

При повреждении ядерных или сегментарных мотонейронов на ранней стадии в ЭНМГ «покоя» появляются нерегулярные, неритмические, часто неодинаковые по амплитудам отдельные и групповые колебания моторного потенциала типа фасцикуляций [34, 37]. Например, биоэлектрическое молчание наблюдается не только при денервации,

атопичных мышц, но и контрактурах, околопредельном перенапряжении.

В соответствии с ведущим синдромом изменяются и все временные характеристики течения биоэлектрической активности, отражённого структурой электромиограмм.

При изучении различных функциональных состояний нейромоторного аппарата у пациентов (1, 2, 3 групп здоровья) оказалось возможным:

- выявить определённые количественные и качественные характеристики биоэлектрической активности мышц при произвольном снижении их тонуса – «в покое», во время тонических напряжений, при дифференцированном напряжении мышц;

- обнаружить закономерные изменения мышечных потенциалов при видах тонических реакций не регистрируемых другими приборами;

- определить специфичность воздействия синдрома, преимущественно вертеброгенного происхождения и локальных поражений мышц конечностей;

- встаёт вопрос о связи мышечного электрогенеза синдромологическим или нозологическим.

Биоэлектрический компонент процессов возбуждения определяется изменениями функционального состояния нейромоторного аппарата при переходе от полного «покоя» расслабленной мышцы к её тоническим напряжениям и фазным сокращениям. В норме эта зависимость мышечных потенциалов усматривается от вида принимаемого воздействия [17, 12, 22].

Синдром двигательного нарушения выявляется с помощью ЭНМГ. При чём определяется ведущий синдром. Для нейрофизиологии движений важно определить общие принципы центральной организации и координации активности сегментарных и периферических нейромоторных соединений, осуществляющих различные виды двигательных действий [1, 8, 7, 24, 35].

Интегративная деятельность возрастает в процессе онтогенеза параллельно со всей возрастающей сложностью, структурной и функциональной дифференцированностью центральных и периферических звеньев сенсомоторной системы [9, 6, 33]. Интегративная нейрофизиологическая деятельность базируется на ряде установок:

- управление по вертикали в соответствии со сложностью физиологических задач в двигательной активности и спорте;

- на общепризнанную интеграцию и динамичность систем регуляции различного уровня, обусловленное постоянной афферентацией ЦНС со всех рецепторных образований организма (проприорецепторы мышц, суставов, сухожилий);

- адекватность этим «сенсорным коррекциям» эфферентных импульсов, транслируемых к сегментарному и периферическому моторному аппарату);

– трансформация кольцевых связей на всех уровнях нервной системы, осуществляющих саморегуляцию всех процессов, идущих к динамической специальной функциональной системе при создании нового спортивного потенциала [32, 16];

– сложность путей и механизмов регуляций функционального состояния как через неспецифические, так и специфические системы путём мультимодальности клеток и интеграций колоний нейронов на всех уровнях интегративной сенсомоторной деятельности [11, 24, 35].

Обзор данных литературы и наших исследований в различных видах спорта и двигательной активности выявил зависимость амплитудных и частотных характеристик, конфигурации кривых ЭНМГ [17]. Широкая возможность ЭНМГ для суждения о возможных клинко-физиологических сдвигах различных симптомов двигательных нарушений (А.П. Шеин, 2004). Например, сдвиги биоэлектрических процессов у кикбоксёров [37] косвенно характеризующих особенности процессов возбуждения нейромоторного аппарата при различных формах двигательных нарушений и последствий изменений церебрального кровообращения. Закономерные изменения электрической активности в соответствии со степенью тяжести коронарных изменений кровообращения и фазой адаптивно-восстановительных процессов свидетельствуют о том, что динамика ЭНМГ активности кикбоксёров приобретает физиологическую направленность по 1-му типу. Изменения нервно-мышечных потенциалов, специфические для того или иного сдвига мозгового кровообращения или нарушения двигательной функции отражаются на ЭНМГ. Можно полагать, что биопотенциалы мышц являются интегральным критерием функционального состояния всего организма. Рядом исследователей установлена связь биопотенциалов мозга с электрическими явлениями сердца, кожи, кровеносной системы. Мотонейроны всех типов могут регулироваться надсегментарно и, в частности под влиянием кортикальных импульсов [21, 33, 10].

Бесконечно разнообразны и изменчивы тонические напряжения скелетной мускулатуры в ответ на многообразную нервную импульсацию, вызывающие изменения функционального состояния сегментарного и периферического звеньев нейромоторной системы под влиянием притока импульсов эндогенного свойства. В результате исследований установлено, что афферентация с кардиореспираторной, пищеварительной, эндокринной системы вызывает рефлекторные тонические реакции и повышение мышечного электрогенеза. Висцеромоторные реакции столь интегрированы и роль моторной регуляции в онтогенезе последовательно доминирует [28]. Исследованиями, проведёнными в нашей лаборатории (А.В. Шевцов) показано, что у кикбоксёров, имеющих микротравмы головного мозга, наблюдаются нарушения мозго-

вого кровообращения и изменения в ЭНМГ. Применение адаптивно-восстановительных мероприятий в течение 2-х недель вызывало прогрессирующее воздействие церебральных механизмов. Надсегментарные влияния, снижая возбудимость мотонейронов и их чувствительность к висцеромоторной афферентации, тем самым ограничивают количество и влияние побочных изменений импульсов на двигательную ориентацию и способствуют их упорядоченности, надёжности, точности, экономичности, межмышечной и внутримышечной координации. При снижении центральной надсегментарной регуляции или при микротравмах повреждающих сегментарные мотонейроны и систему их кровообращения, нарастает возбудимость ЭНМГ показателей [38]. Клинические и экспериментальные данные свидетельствуют о разнообразии и многочисленности синкинезов в норме и патологии. Общим для синергии является то, что с развёртыванием движения симватно происходят позно-тонические изменения адекватные двигательным действиям. Это системный ответ организма на двигательные действия с вовлечением различных уровней регуляции.

Большинство нейро- и электрофизиологических исследований рассматривают проблему с позиций непрерывного регулирующего влияния надсегментарных отделов нервной системы на развитие возбуждения в сегментарных нейронах и иннервируемых ими мышцах [8, 15]. Однако системная физиология рассматривает проблему интегративно с учётом включения в процесс мозгового и системного кровообращения, молекулярных процессов активной мезенхимы, эндокринных, иммунологических сдвигов и других функциональных ансамблей обслуживающих движение. Координированная деятельность ФС включает интеграцию позно-тонических соединений на разных уровнях регуляций и саморегуляции. Электромиография носит широкое применение в кинезиологии, мануальной и двигательной терапии, спорте и профессиональной деятельности. Многие авторы ограничивают роль ЭНМГ оценкой активности отдельных мышц. Однако с позиции системной физиологии даже простые позы включают в действие комплекс интегративных функциональных отпавлений. Изменение ЭНМГ при различных функциональных состояниях моторно-висцеральных зон указывает на ключевые значения надсегментарных иннервационных механизмов и сегментарных, включённых в единую функциональную систему регулируемую любую двигательную деятельность [11].

Динамичность интегративной деятельности ФС организма по ЭНМГ критериям позволяет разрешить центральную проблему нейрофизиологии двигательной активности. В процессе исследований возникает ряд проблем, требующих разрешения. Во-первых, проблема онтогенетических изменений аукологического аспекта ЭНМГ. В возрас-

тном аспекте способность к расслаблению мышц и характерному для покоя почти полному прекращению их электрической активности отчётливо нарастала с возрастом. Вполне очевидно, что определённое нарастание напряжения мышц связано с эндокринными изменениями. После этого на фоне снижения общего напряжения наступало и мышечная реакция. Отмечалось своеобразие биоэлектрических процессов в различных группах мышц. Более отчётливые амплитуды были в мышцах верхних конечностей по сравнению с нижними, в мышцах синергистах по сравнению с агонистами [15].

Итак, можно заключить, что ЭНМГ методика позволяет уловить многие изменения, происходящие в организме при различных воздействиях среды обитания, в том числе в условиях стресса и доминанты. Доминантный очаг в моторной коре подкрепляется не только импульсами различной модальности, но при этом участвует и корковый конец того анализатора, для которого подкрепляющие импульсы являются специфическими [31]. Моторная динамика по принципу доминирующей констелляции создаёт сугубо индивидуальный единый ритм активности функциональной системы. Явление внутреннего торможения, характерно для формирования сложных доминирующих системных реакций нервных центров, которые связаны с отрицательным реагированием (биологическим молчанием) на импульсацию определённой модальности. Ритмическая стимуляция в зависимости от её частоты и длительности может создавать явления гиперполяризации или явления деполяризации в порядке суммации следовых изменений.

Повышение реактивности нейронов для импульсации определённой модальности обуславливает характер реакций – в виде повышения возбудимости и возникновении возбуждения или торможения. Лобные доли являются местом, где первичный мотивационный признак делается агонизирующими и в коре (П.К. Анохин, 1968). Однако энергетически лобные отделы никогда не могут быть сильнее.

Экзаменационная (спортивная) доминанта затрагивает целый ряд вопросов, в том числе нервно – мышечной физиологии, нейрофизиологии. Доминанта, по мнению А.А. Ухтомского [34], изменяет всё поведение организма, роль дифференцированной возбудимости, определяет уровень доминантности. Изучение нейродинамических параметров при доминанте может стать одним из актуальных нейрофизических аспектов её проблематики открывая возможности метрологического изучения доминанты. Соединение возбудимости органов чувств изменяется при умственной работе. Умеренная работа, и особенно, вдохновляющая, часто повышает возбудимость нервной системы. Напряжённая работа отчётливо снижает возбудимость.

В каждом возрастном периоде генетические

и социальные формы поведения опираются на доминантный механизм деятельности ЦНС с её сегментарными и надсегментарными звеньями, образующими интеграцию функциональной системы специфические для каждого периода онтогенеза.

Переходные стадии проходят фазы активных перестроек и приобретения нового потенциала через систему констелляций между сформированными звеньями и тем самым возникновением новых доминант.

Ауксологическое развитие и возникающая моторная доминанта обуславливают возбуждение центров интервации мышц сгибателей разгибателей, мышц туловища и вовлечение в состоянии аperiodического возбуждения вазомоторного и дыхательного центра. Например, у обследованных кикбоксёров отмечалось частичное блокирование торможения при болевых раздражениях, происходил конфликт двух доминантных состояний организма, особенно при неуспехе в состязаниях. Иногда возникают обобщённые двигательные реакции судорожного характера. Доминанта и истериозис – векторные состояния. Если доминанта характеризуется возникновением возбуждения с напряжённым состоянием всех звеньев регуляции, то при истериозисе мы имеем длительное перевозбуждение центров, переутомления на грани патологии [4]. Доминанта – это норма, предполагающая сопряжённое торможение. Истериозис возникает при блокировке тормозящих механизмов.

По мнению П.К. Анохина [2], это доминирующая деятельность к которой адаптирован организм. По определению А.А. Ухтомского [34], доминанта – это поведенческий синдром. Если имеется в поведении одна степень свободы, а все остальные заторможены, то о доминанте не может быть речи. Остаётся важным вопрос о соотношении доминанты и физиологического объекта. Высшим уровнем мозга являются ключевые доминанты, которые охватывают весь организм и психику человека и определяют его поведение. Сенсомоторные доминанты существуют как афферентные системы всей функциональной системы организма. Возникает необходимость говорить об интегральной спортивной доминанте, установке человека в спорте. Эта интегральная проблема биологических и социальных наук. При исследовании двигательной доминанты моделью служит индикатор-спортивные упражнения.

Электрофизиологические характеристики помогают вскрывать механизмы центральных процессов, иррадиацию возбуждения, охватывающую соматовегетативные функции. Она сопровождается неуравновешенностью лабильностей звеньев, входящих в транслирующуюся доминантную систему. Организм спортсмена переходит на новый уровень активности, мобилизуя свои ресурсы. Интеграция процессов иррадиации возбуждения ускоряет формирование двигательной доминанты. Утомление снижает двигательную доми-

нанту. Электронейромиографические исследования указывают на нарастание возбуждения в двигательной системе спортсменов и наличие уравнительных и парадоксальных реакций при переутомлении. Особенное значение приобретает способность доминанты на основании свойства суммации возбуждения в фокусе напряжения усиливается дополнительными воздействиями. Усилие на динамометре при регистрации биотоков мышц бицепса, трицепса формирует двигательный ансамбль переменчивого характера. Дифференцировка усилия 50 % от максимального транслирует посекундно в моторной и сенсорной зоне. Такую доминанту называют «доминантный комплекс». Это наблюдается при обучении и совершенствовании техники физических упражнений, в результате чего формируется констелляция центров, отражающие структуру моторного и сенсорного полей. Функциональные разделения нервных центров возрастает по мере роста спортивной квалификации. Усиление работоспособности организма спортсмена возможно через установку и усиление интегральной доминанты всей функциональной системы организма. Механизмы доминанты и стресса лежат в основе мотивационного возбуждения, волевого усилия, трудного характера динамической ситуации. Основное физиологическое условие, от которого зависит характер доминанты – это степень сенсомоторной мобильности функциональной системы нервных интеграций.

При формировании доминанты и адекватных мотивов второй сигнальной системы, «отличающейся как большой лабильностью нервных процессов, пессимум трудности задания будут значительно выше, чем в деятельности, регулируемой первичными потребностями» [25].

Таким образом, механизм доминанты – трансляция интегративных процессов функциональной системы с её волновыми колебательными процессами. Решение задачи о создании модели доминанты (гормональной, кардиогемодинамики, кислородного режима организма и т. д.) «нужно искать в волновых формах и процессах, с учётом не только дискретных нервных импульсов, но и непрерывных параболотических процессов» [3, 5, 14].

Идея волновой активности представляет собой основу для построения модели доминанты. В современном спорте высших достижений при околопредельных напряжениях может возникнуть клиническая доминанта, которую необходимо устранять с помощью новейших методов погашения. Например, создавая «антиболевы», «антипатологические» доминанты, используя «Детензор», «Армос», массажные кровати, остеопатию, мануальную терапию со знанием взаимоотношений позвоночных сегментов с состоянием органов и систем [18, 36]. Физиологический закон доминанты функциональные системы позволяет понять эндогенные связи, звенья управления телесным и психологическим в норме, при преморбидных и

клинико-физиологических состояниях. На современном этапе перестроечных процессов общества информационной цивилизации в разрешении глобальных проблем социально-психологического вектора действия на человека, принципы доминанты могут быть использованы в аспекте создания контрдоминант негативного свойства. Неврозы, акцентуации, неврозоподобные состояния в спорте высших достижений и сопутствующий стресс дезорганизирующий нервную деятельность или устранить эту доминанту и укрепить социально-психологически.

Важно устранить поражаемое звено (кардиореспираторное, моторно-висцеральное, вертеброгенное, ЖКТ и т. д.). Возможно создание искусственной доминанты, полезной для человека и социума. В этой связи исключительно важны индикаторы ЭНМГ при произвольном расслаблении и напряжении (рис). Контрфигурации и осцилляции (амплитуда, частота) позволяют отнести ЭМГ к конкретному типу, определить уровень возбуждения, торможения, перевозбуждения, переутомления, биологического молчания в зависимости от специфики мышц конкретного вида спорта. Турно-амплитудной графически-цифровой анализ показателей ЭНМГ облегчает эту задачу.

Интерес представляют исследования А.В. Нашевой [43] по состоянию бронхов у воспитанников СРЦ. Функциональная регуляция системы дыхания транслирует очаг повышенной возбудимости от дыхательного центра, интерорецепторов бронхов, трахеи, гортани и слизистой полости рта. Изменения функционального состояния капиллярно-соединительных структур у детей с нарушением бронхиальной проходимости связаны с нарушением их нейро-гуморальной и моторно-респираторной регуляции о чём свидетельствуют характеристики ЭНМГ.

На рисунках представлены электромиограммы мышечных групп верхних и нижних конечностей, мышц плечевого пояса студента 2-го курса, занимающегося спортивным ориентированием на уровне 2 разряда. Поверхностная ЭНМГ *Biceps brachii*, иллюстрирует интерференционную кривую левой и правой рук в состоянии расслабления (1к.1 и 2к.1) и околопредельного напряжения (1к.2 и 2к.2). Представленные данные турно-амплитудного анализа в период расслабления свидетельствуют о низких значениях максимальной амплитуды. В период напряжения показатели левой руки находились на более низком уровне по сравнению со спортсменами 1-го разряда и КМС, занимающихся спортивным ориентированием. Даны статистические показатели частотных характеристик в Гц и МВ, а также мощность. Иллюстрирован спектр кривой 2к.2. Представлена частота турнов. Сравнение с поверхностной ЭНМГ *Triceps brachii* свидетельствует о более низких показателях максимальной и средней амплитуды, амплитуды турнов больших и частотных характеристик

Протокол обследования

Пациент: Козаков Павел Александрович, 18 лет

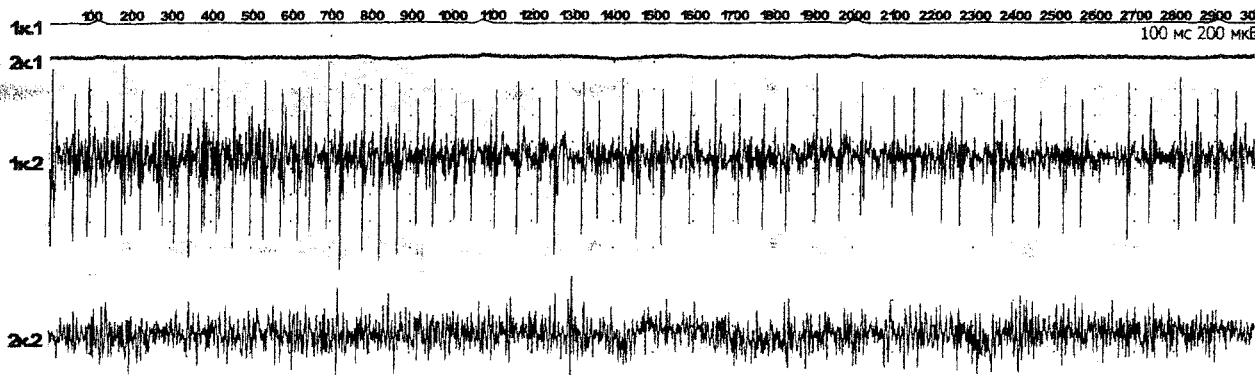
Дата: 17.08.2005

Ориентировщик

1. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая

1к: *np., Biceps brachii, Musculocutaneus, C5 C6*

2к: *лев., Biceps brachii, Musculocutaneus, C5 C6*

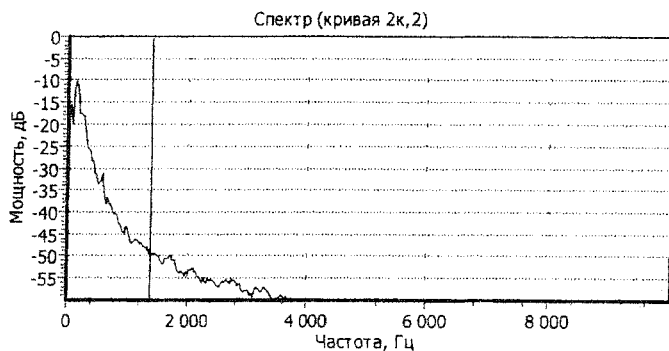
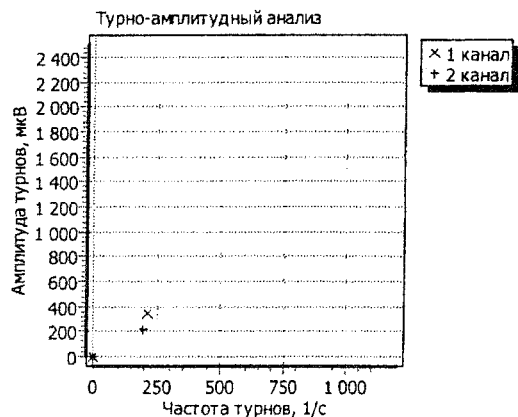


Турно-амплитудный анализ

Кри- вая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./ част., мкВ*с
1к,1	44	0	0	0	
2к,1	61,4	0	0	0	
1к,2	1585	339	73,5	217	1,56
2к,2	797	217	43	198	1,09

Кривая 2к,2

Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср.кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
128	108	0,09	0,07	11,8

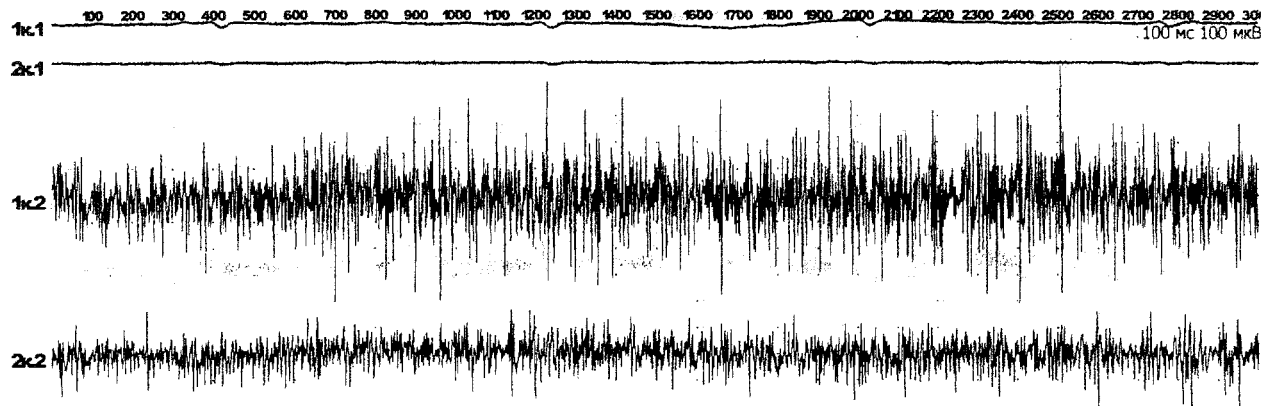


Проблема двигательной активности и спорта

2. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая

1к: лев., *Triceps brachii*, *Radialis*, с6 C7 C8 T1

2к: пр., *Triceps brachii*, *Radialis*, с6 C7 C8 T1

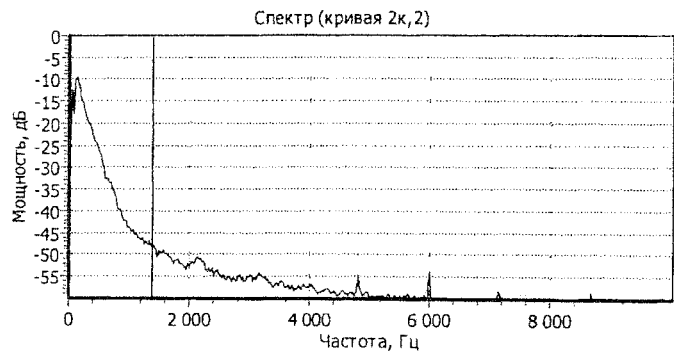
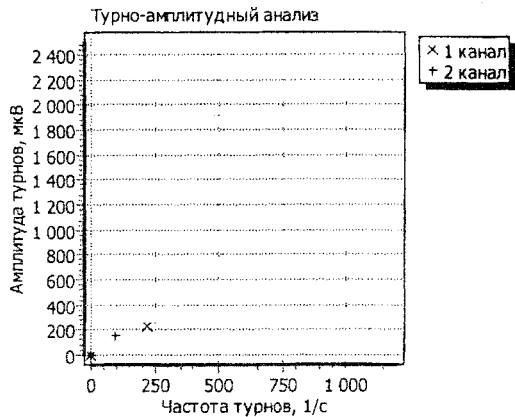


Турно-амплитудный анализ

Кривая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./част., мкВ*с
1к,1	45,7	0	0	0	
2к,1	22,9	0	0	0	
1к,2	901	227	50,5	222	1,02
2к,2	376	148	14,4	97	1,53

Кривая 2к,2

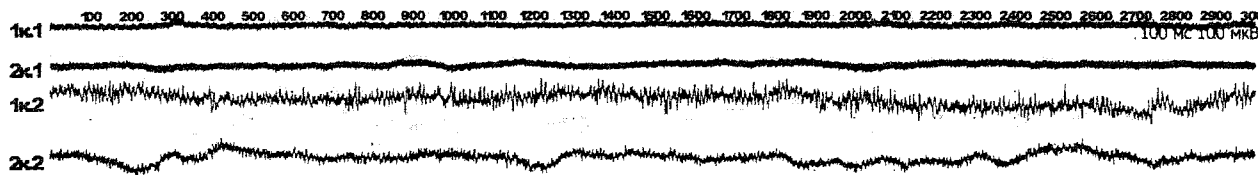
Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср. кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
140	110	0,05	0,04	12,1



3. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая

1к: лев., *Vastus medialis, Femoralis, L2-L4*

2к: пр., *Vastus medialis, Femoralis, L2-L4*

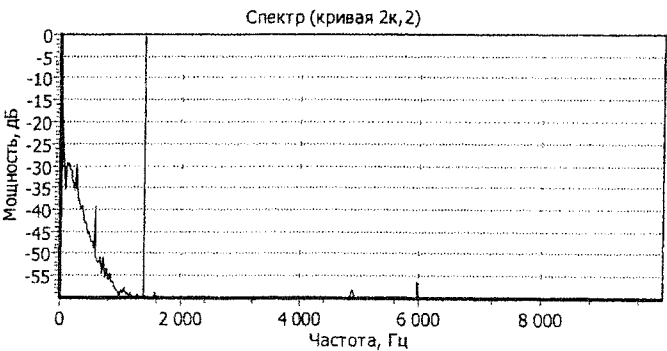
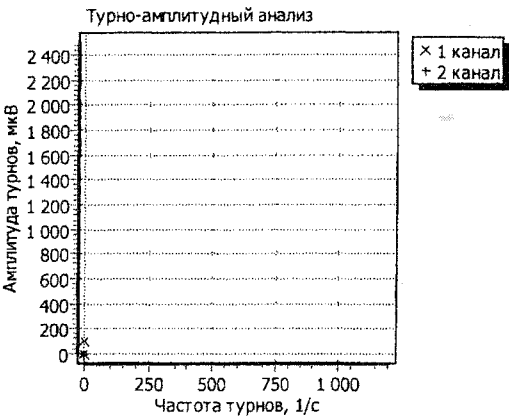


Турно-амплитудный анализ

Кри- вая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./ част., мкВ*с
1к,1	51,2	0	0	0	
2к,1	55	0	0	0	
1к,2	173	103	0,31	3	34,3
2к,2	151	0	0,31	0	

Кривая 2к,2

Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср. кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
59,6	2,33	0,02	0,02	7,32

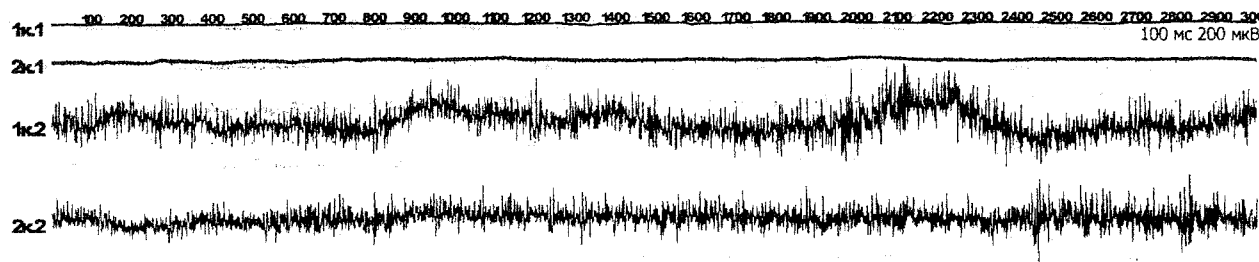


Проблема двигательной активности и спорта

4. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая

1к: лев., *Biceps femoris brevis*, *Peroneus*, L5-S2 s3

2к: пр., *Biceps femoris brevis*, *Peroneus*, L5-S2 s3

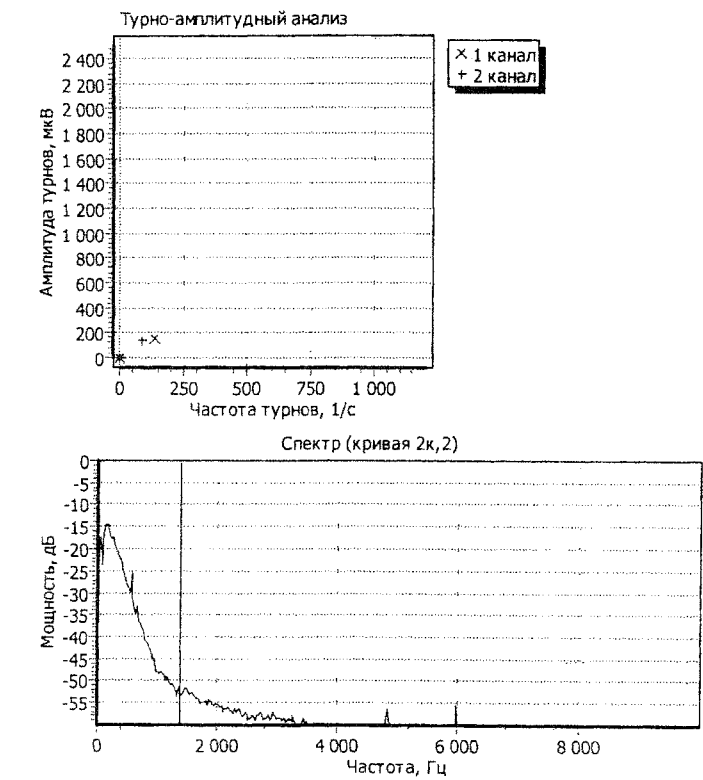


Турно-амплитудный анализ

Кривая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./част., мкВ*с
1к,1	35,8	0	0	0	
2к,1	43,5	0	0	0	
1к,2	525	153	20,9	137	1,11
2к,2	469	146	12,9	88,3	1,66

Кривая 2к,2

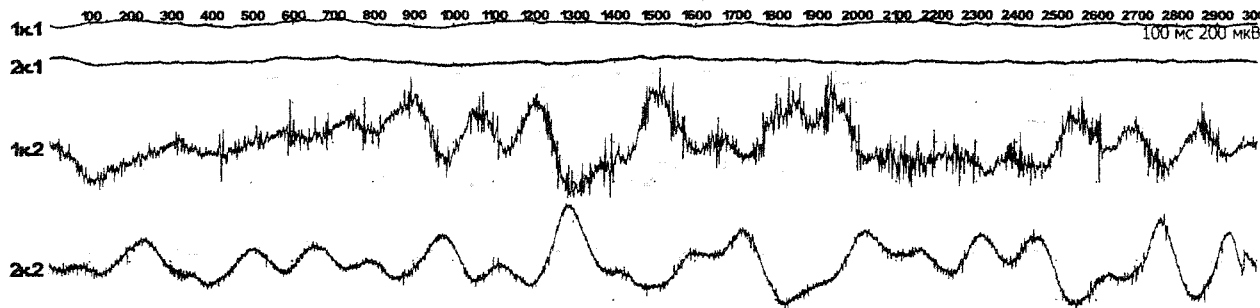
Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср. кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
176	149	0,04	0,03	8,43



5. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая

1к: лев., Gastrocnemius, Tibialis, S1-S2

2к: пр., Gastrocnemius, Tibialis, S1-S2

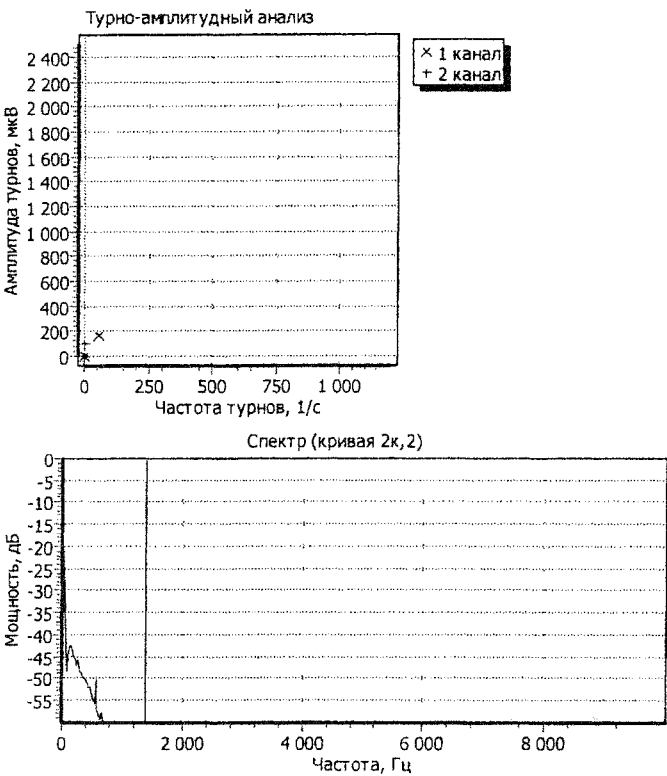


Турно-амплитудный анализ

Кри- вая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./ част., мкВ*с
1к,1	57,2	0	0	0	
2к,1	62,6	0	0	0	
1к,2	659	160	8,73	54,7	2,92
2к,2	537	106	0,11	1	106

Кривая 2к,2

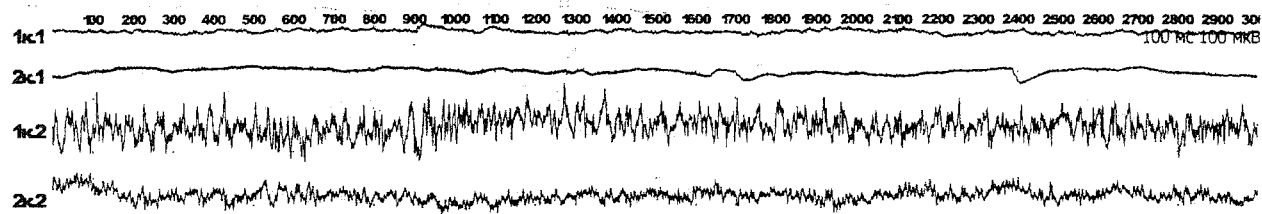
Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср.кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
7,66	3	0,10	0,08	0,64



6. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая

1к: лев., *Gluteus maximus*, *Gluteus interior*, L2-S5

2к: пр., *Gluteus maximus*, *Gluteus interior*, L2-S5

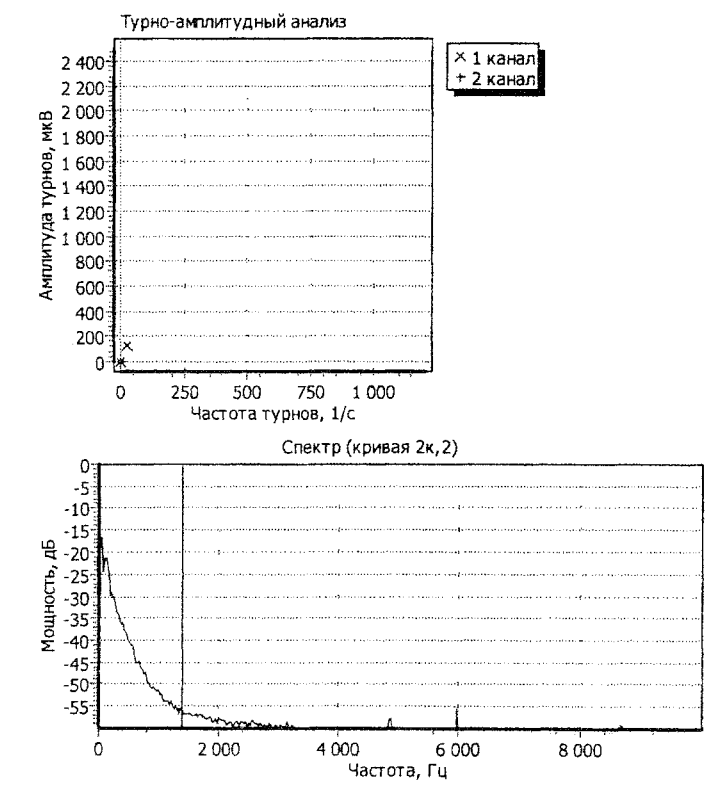


Турно-амплитудный анализ

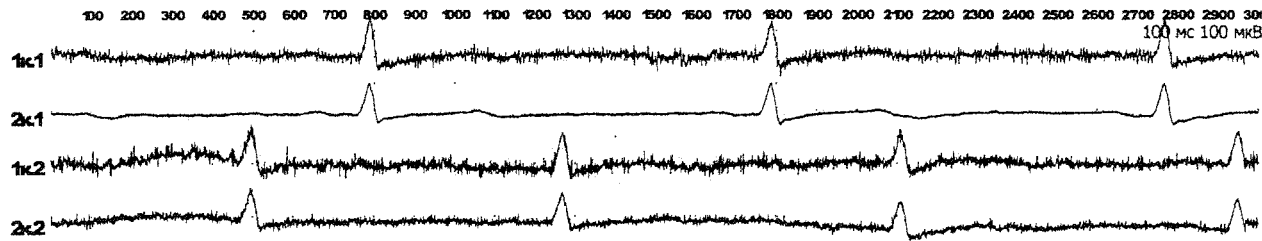
Кри- вая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./ част., мкВ*с
1к,1	55,7	0	0	0	
2к,1	74,4	0	0	0	
1к,2	294	126	3,57	28,3	4,44
2к,2	167	0	3,57	0	

Кривая 2к,2

Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср.кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
52,8	6,67	0,02	0,02	8,96



7. Поверхностная ЭМГ. Интерференционная кривая
1к: лев., Erector trunci (spinae), nn.Intercostales, T9-T12
2к: пр., Erector trunci (spinae), nn.Intercostales, T9-T12



Турно-амплитудный анализ

Кри- вая	Макс. ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Сумм. ампл., мВ/с	Средн. част., 1/с	Ампл./ част., мкВ*с
1к,1	225	0	0	0	
2к,1	158	141	0,14	1	141
1к,2	209	107	0,04	0,33	320
2к,2	204	0	0,04	0	

Кривая 2к,2

Средняя част., Гц	Медиана част., Гц	Ср.кв. знач., мВ	Средн. знач., мВ	Мощность 1400 Гц, 1/млн
43,8	5,67	0,02	0,02	17,3

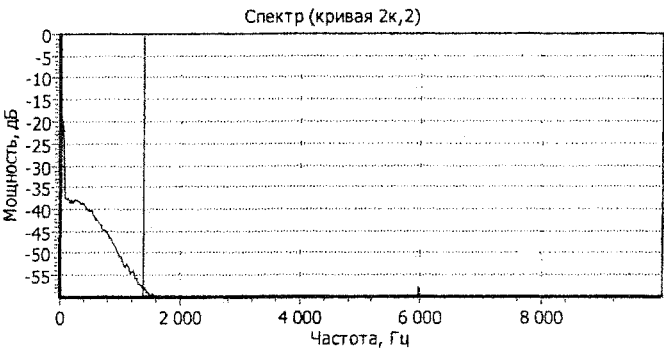
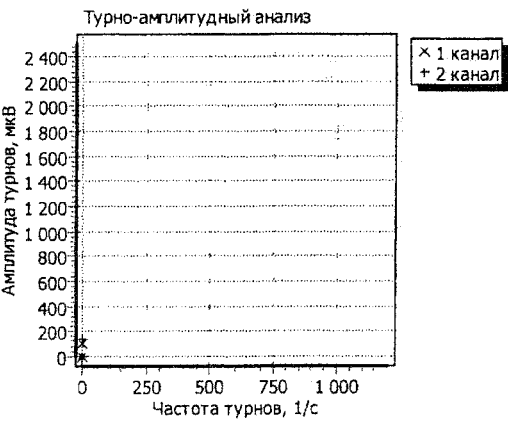


Таблица 1
Состояние электромиографических показателей Biceps brachii в период расслабления

№ п/п	1 группа здоровья			2 группа здоровья			3 группа здоровья		
	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда
1	54,787 ± 5,31	562,917 ± 59,674	5,596 ± 0,605	56,061 ± 5,220	522,867 ± 55,132	5,683 ± 0,564	50,00 ± 4,560	429,094 ± 48,559	5,200 ± 0,558
2	43,926	439,471	4,344	45,351	408,817	4,512	40,735	330,411	4,005
	65,647	686,363	6,848	66,771	636,917	6,853	59,266	527,777	6,400
3	55,456	570,488	5,680	56,764	526,494	5,738	50,430	422,416	5,214
4	56,00	655,750	6,050	56,800	540,400	5,300	57,200	391,400	5,100
5	845,903	85464,791	8,792	762,882	72949,884	7,327	727,553	82528,173	11,741
6	22,084	292,344	2,965	27,620	270,092	2,707	26,973	287,277	3,426
7	1,90	23,50	0,10	0,20	31,70	0,40	1,70	25,60	0,10
8	95,80	962,00	9,50	98,30	951,80	10,00	92,40	954,00	10,00
9	93,80	938,50	9,40	98,10	919,80	9,60	90,70	928,00	9,90
10	45,38	391,13	5,30	36,38	348,78	4,60	41,20	416,50	6,45
11	-0,346 ± 0,427	-0,392 ± 0,472	-0,334 ± 0,472	-0,118 ± 0,441	-0,279 ± 0,472	-0,252 ± 0,481	-0,176 ± 0,389	0,308 ± 0,398	0,03 ± 0,403
12	-0,924 ± 0,833	-0,970 ± 0,918	-1,099 ± 0,918	0,570 ± 0,858	-0,710 ± 0,918	-0,487 ± 0,435	-1,113 ± 0,778	-0,911 ± 0,778	-1,524 ± 0,788
№п/п	Средняя частота	Амплитуда/ частота		Средняя частота	Амплитуда/ частота		Средняя частота	Амплитуда/ частота	
1	5,065 ± 0,531	5,257 ± 0,648		4,363 ± 0,542	4,871 ± 0,674		5,171 ± 0,494	3,809 ± 0,432	
2	3,963	3,912		3,241	3,477		4,167	2,930	
	6,167	6,601		5,485	6,265		6,176	4,687	
3	5,059	5,302		4,266	4,839		5,195	3,663	
4	5,000	5,900		4,150	4,500		4,800	3,200	
5	6,493	9,661		7,060	10,898		8,556	6,536	
6	2,548	3,108		2,657	3,301		2,925	2,557	
7	0,70	0,10		1,00	0,40		0,40	0,50	
8	9,50	9,60		9,50	9,90		9,90	10,00	
9	8,80	9,50		8,50	9,50		9,50	9,50	
10	3,20	5,00		4,40	6,55		5,60	4,20	
11	0,142 ± 0,481	-0,315 ± 0,481		0,327 ± 0,472	0,171 ± 0,472		0,147 ± 0,398	0,885 ± 0,398	
12	-0 ± 0,935	-1,313 ± 0,935		-1,029 ± 0,918	-1,459 ± 0,918		-1,388 ± 0,778	0,018 ± 0,778	

Таблица 2
Состояние ЭНМГ показателей Biceps brachii в период напряжения у студентов 17-18 лет

№ п/п	1 группа здоровья				2 группа здоровья				3 группа здоровья			
	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда	Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда
1	496,733 ± 51,737	436,741 ± 47,018	1,179 ± 0,399	462,847 ± 43,655	466,008 ± 58,239	0,551 ± 0,610	459, ± 30,834	480,978 ± 48,722	0,767 ± 0,267			
2	390,919	340,578	0,364	373,474	346,711	0,426	357,683	381,962	0,224			
	602,547	532,905	1,995	552,319	585,305	0,676	561,860	579,934	1,309			
3	497,167	427,731	0,792	460,117	463,601	0,542	457,183	482,682	0,520			
4	443,000	460,621	0,590	375,000	465,00	0,580	372,000	495,000	0,470			
5	80301,444	66332,005	4,772	55266,525	98361,362	0,108	88322,005	83085,760	2,497			
6	283,375	257,531	2,184	235,088	313,626	0,328	297,120	288,246	1,580			
7	11,00	83,00	0,01	85,00	22,00	0,02	1,00	4,00	0,01			
8	951,00	960,00	11,20	875,00	962,00	1,36	993,00	953,00	9,69			
9	940,00	877,00	11,19	790,00	945,00	1,34	992,00	949,00	9,68			
10	526,25	474,75	0,60	374,50	640,00	2,53	584,00	525,00	0,54			
11	0,131±0,437	0,289 ± 0,427	3,849 ± 0,427	0,403 ± 0,434	0,81 ± 0,434	0,334 ± 0,434	0,193 ± 0,398	-0,204 ± 0,398	5,594 ± 0,398			
12	-1,226±0,833	-0,974 ± 0,833	16,168 ± 0,833	-1,121 ± 0,845	1,508 ± 0,845	0,340 ± 0,845	-1,324 ± 0,778	-1,150 ± 0,778	32,410 ± 0,778			
№п /п	Средняя частота	Амплитуда/ частота		Средняя частота	Амплитуда/ частота		Средняя частота	Амплитуда/ частота		Средняя частота	Амплитуда/ частота	
1	8,157±1,705	39,536 ± 6,003		4,539 ± 0,538	51,196 ± 5,836		6,190 ± 2,309	61,983 ± 10,963				
2	4,671	27,197		3,437	39,242		1,497	39,704				
	11,644	51,875		5,642	63,150		10,883	84,262				
3	6,775	37,140		4,479	50,217		4,031	54,113				
4	6,499	37,700		4,220	49,900		3,590	57,800				
5	87,176	1091,920		8,398	987,655		186,637	42006,469				
6	9,337	33,044		2,839	31,427		13,662	64,857				
7	0,19	0,40		0,15	1,30		0,04	0,90				
8	49,30	133,00		10,00	129,00		82,70	390,00				
9	49,11	132,60		2,89	127,70		82,66	389,10				
10	5,82	43,219		4,64	45,35		61,10	59,60				
11	3,321 ± 0,427	0,980 ± 0,427		0,264 ± 0,434	0,283 ± 0,434		5,450 ± 0,398	3,912 ± 0,398				
12	13,240 ± 0,833	0,659 ± 0,833		-1,092 ± 0,845	0,192 ± 0,845		31,252 ± 0,778	11,827 ± 0,778				

(Гц, МВ), мощности (Гц 1/млн) относительно данных *Biceps brachii*. Спектр кривой 2к.2 в частотных характеристиках во 2-й мышце руки, превосходил 1-ю. Показатели *Vastus medialis* имели самый низкий размах показателей в расслаблении – напряжении, низкие частотные статистические характеристики, амплитуды турнов, низкочастотный спектр кривой 2к.2. В мышцах *Biceps femoris brevis* отмечаются низкие величины максимальной и средней амплитуды. Остальные показатели ЭНМГ превышали данные ранее рассматриваемых мышц ног. Однако амплитуда и частота турнов была несколько больше. Частота (Гц) спектра кривой почти в 2 раза превышала частотные характеристики *Triceps brachii*.

Интерференционная кривая *Biceps brachii* характеризовалась самым большим размахом максимальной и средней амплитуды и низкими частотными характеристиками. Частота была самой низкой среди всех обследуемых групп мышц.

Интерференционная кривая *Gluteus maximus*, представлена низкими показателями ЭНМГ как в расслабленном состоянии, так и при напряжении. По сравнению со спортсменами ориентировщиками, формализованная характеристика ЭНМГ ниже в 2–3 раза. При этом частотные характеристики ЭНМГ (Гц) оказались значительно ниже, чем в других обследуемых мышцах. Однако кривая спектра частотных характеристик (Гц) была на уровне большинства обследуемых мышц. Амплитуда (МВ) и частота турнов (1/с) была относительно низкой. Известно [14], что амплитуда колебания увеличивается с нарастанием силы мышечного сокращения. Поэтому при визуальной оценке силы сокращения обычно судят по амплитуде интерференционной ЭМГ. По мере увеличения силы сокращения, наряду с амплитудой, увеличивается и частота потенциала действия.

Установлено, что при изометрическом сокращении интегрированная ЭМГ прямо пропорциональна силе мышечного сокращения. При сильном сокращении отмечается синхронизация в активировании ДЕ, что проявляется более выраженным группированием потенциала действия. После чего обычно наблюдается отношение или полное исчезновение электрической активности. Последнее обозначается как период биологического молчания.

Синхронизация возрастает при утомлении, а также при некоторых заболеваниях.

По группам здоровья была проведена оценка ЭНМГ показателей обследуемых групп мышц. Результаты исследования студентов 17–18 лет по 3-м медицинским группам представлены в табл. 1.

В таблице цифрами обозначены непараметрические характеристики: Средняя и ошибка (1), 95 % доверительный интервал для среднего с нижней и верхней границей (2), 5 % усечение среднее (3), медиана (4), дисперсия (5), стандартное отклонение (6), минимум (7), максимум (8), размах (9),

межквартильный размах (10), коэффициент асимметрии (Ас) (11), эксцесса (Эх) (12).

В табл. 2. представлены показатели ЭНМГ – студентов *Biceps brachii* в период напряжения.

Комментируя данные табл. 1, следует отметить различие показателей амплитудно-частотных характеристик по группам здоровья. Однако в состоянии релаксации значительных различий не наблюдалось. Асимметрия распределения показателей свидетельствует, что в 60 % они отрицательно скошенные, а в 40 % – положительно скошенные. Коэффициент (Эх) позволяет судить о плосковершинности. В 93,34 % случаев он был со знаком минус, а в 6,66 % – плюс. Коэффициент (Эх) близкий к нулю говорит о нормальности распределения.

В период напряжения максимальная амплитуда по группам здоровья последовательно снижалась, что говорит о снижении силы сокращения мышц. Отношение амплитуды к частоте существенно повышалось в 3-й группе здоровья. Средняя частота была самой большой в 1-й группе, а средняя амплитуда последовательно снижалась от 1-й к 3-й группе.

Суммарная амплитуда имела большие величины в 1-й группе. Асимметрия распределения имела положительно скошенные значения в 93,33 %.

Коэффициент (Эх) в 53,33 % был со знаком минус и свидетельствовал о плосковершинности показателей непараметрического распределения. Следовательно, диагностика ЭНМГ показателей по группам здоровья требует дальнейших исследований, которые более объективно отражают картину электромиографической организации единой функциональной системы, и свидетельствует об интегральном методе оценки функционального состояния и уровня здоровья.

Литература

1. Анохин, П.К. Биология и нейрофизиология условного рефлекса / П.К. Анохин. – М.: Медицина, 1968. – 547 с.
2. Анохин, П.К. Узловые вопросы теории функциональной системы: монография / П.К. Анохин. – М.: Наука, 1980. – 200 с.
3. Астахов, А.А. Физиологические основы биоимпедансного мониторинга гемодинамики в анестезиологии с помощью системы «Кентавр»: учебное пособие: в 2 т. / А.А. Астахов. – Челябинск, 1996. – Т. 1. – 174 с., Т. 2. – 162 с.
4. Аршавский, И.А. Физиологические механизмы и закономерности индивидуального развития (основы негэнтропийной теории онтогенеза) / И.А. Аршавский. – М.: Наука, 1982. – 270 с.
5. Баевский, Р.М. Временная организация функций и адапционно-приспособительная деятельность организма / Р.М. Баевский // Теоретические и прикладные аспекты анализа временной организации биосистем. – М.: Наука, 1976. – С. 88–111.
6. Батуев, А.С. Нейрофизиология коры го-

- ловного мозга: Модульный принцип организации / А.С. Батуев. – Л.: Медицина, 1989. – 216 с.
- 7 Беритов, И.С. Об основных формах нервной и психонервной деятельности / И.С. Беритов. – М.: Изд-во АН СССР, 1947. – 272 с.
8. Бернштейн, Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности / Н.А. Бернштейн. – М.: Медицина, 1966. – 166 с.
- 9 Бехтерева, Н.П. Нейрофизиологические аспекты психической деятельности человека / Н.П. Бехтерева. – М.–Л.: Медицина, 1974. – 151 с.
10. Бехтерева, Н.П. О мозге человека. Размышления о главном / Н.П. Бехтерева. – СПб.: Нотабене, 1994. – 245 с.
11. Вегетативные расстройства: Клиника, лечение, диагностика / под ред. А.М. Вейна. – М.: Медицинское информационное агентство, 2000. – 752 с.
12. Высочин, Ю.В. Активная миорелаксация и саморегуляция в спорте / Ю.В. Высочин, В.В. Лукоянов. – СПб.: ГАФК им. П.Ф. Лесгафта, 1987. – 85 с.
13. Высочин, Ю.В. Влияние сократительных и релаксационных характеристик мышц на рост квалификации спортсменов / Ю.В. Высочин, Ю.П. Денисенко, В.А. Чуев и др. // Теория и практика физической культуры. – 2003. – № 6. – С. 23–25.
14. Гуляев, П.И. Кибернетика и доминанта / П.И. Гуляев // Механизмы доминанты / отв. ред. Э.Ш. Айрапетьянц. – Л.: Наука, 1967. – С. 104–114.
15. Гурфинкель, В.С. Центральные программы и многообразие движений / В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик // Управление движениями. – М.: Наука, 1990. – С. 32–41.
16. Исаев, А.П. Механизмы: долговременной адаптации и дисрегуляции функций спортсменов к нагрузкам олимпийского цикла подготовки: дис. ... д-ра биол. наук. – Челябинск, 1993. – 537 с.
- 17 Исаев, А.П. Особенности сократительных и релаксационных характеристик мышц у спортсменов высоких квалификаций различных видов спорта / А.П. Исаев, С.А. Личагина, Р.У. Гаттаров и др. // Теория и практика физической культуры. – 2006. – № 1. – С. 28–33.
18. Капустин, А.В. Боли в спине. Новый подход к лечению и профилактики у взрослых и детей / А.В. Капустин, О.В. Балакирева. – М., 1999. – 77 с.
19. Касаткина, Л.Ф. Плотность мышечных волокон в двигательных единицах мышц на разных стадиях развития денервационно-реиннервационного процесса у человека / Л.Ф. Касаткина // Патолог. физиология и эксперимент. терапия. – 1985. – № 1 – С. 42–47.
20. Касаткина, Л.Ф. Особенности течения денервационно-реиннервационного процесса при различных уровнях поражения периферического нейромоторного аппарата: автореф. дис. ... д-ра биол. наук / Л.Ф. Касаткина. – М., 1996. – 46 с.
21. Костюк, П.Г. Кальций и клеточная возбудимость / П.Г. Костюк. – М.: Медицина, 1986. – 117 с.
22. Латаш, М.Л. Синхронизация разрядов двигательных единиц при произвольном мышечном сокращении с одновременной мышечной вибрацией / М.Л. Латаш // Физиология человека. – 1994. – Т. 20. – № 3. – С. 98–193.
23. Лупандин, Ю.В. Влияние позных тонических рефлексов на активность дельтовидных мышц человека / Ю.В. Лупандин, А.Ю. Мейгал, О. Ханнинен // Физиология человека. – 1995 – Т. 2. – № 3. – С. 75–80.
24. Медведев, В.И. Адаптация / В.И. Медведев. – СПб.: Институт мозга человека РАН, 2003. – 584 с.
25. Мерлин, В.С. Динамика нервно-психического напряжения в зависимости от динамики доминанты / В.С. Мерлин // Механизмы доминанты / отв. ред. Э.Ш. Айрапетьянц. – Л.: Наука, 1967 – С. 96–104.
26. Многофункциональный компьютерный комплекс «Нейро-МВП» для электромиографии, исследования слуховых, зрительных и соматосенсорных вызванных потенциалов мозга и электро-ретинографии: методические указания. – Иваново: Фирма «Нейро-Софт», 2004. – 147 с.
27. Николаев, С.Г. Практикум по клинической электромиографии / С.Г. Николаев. – 2-е изд., перераб. и доп. – Иваново: Иванов. гос. мед. академия, 2003. – 264 с.
28. Орбели, Л.А. Избранные труды. Вопросы общей физиологии и патофизиологии / Л.А. Орбели. – Л.: Наука, 1966. – Т. IV. – 298 с.
- 29 Петри, А. Наглядная статистика в медицине / А. Петри, К. Сэбин; пер. В.П. Леонова. – М.: ГЭОТАР – МЕД, 2003 – 144 с.
30. Персон, Р.С. Электромиографические исследования рефлекторных ответов и F-волны в клинике / Р.С. Персон. – М., 1983. – 44 с.
31. Русинов, В.С. Местное возбуждение в коре большого мозга и доминанта / В.С. Русинов // Механизмы доминанты / отв. ред. Э.Ш. Айрапетьянц. – Л.: Наука, 1967. – С. 9–20.
32. Солодков, А.С. Адаптация в спорте: Теоретические и прикладные аспекты / А.С. Солодков // Теория и практика физической культуры. – 1990. – № 5.
33. Судаков, К.В. Физиология. Основы и функциональные системы: курс лекций / К.В. Судаков. – М.: Медицина, 2000. – 784 с.
34. Ухтомский, А.А. Доминанта / А.А. Ухтомский. – М.–Л.: Наука, 1956. – 273 с.
35. Фомин, Н.А. Адаптация: общепсихологические и психофизиологические аспекты / Н.А. Фомин. – М.: Теория и практика физической культуры, 2003. – 383 с.
36. Шевцов, А.В. Психические и физиологические механизмы болей в спине. Биоэнергетика и периодичность процессов волновой активности кровообращения / А.В. Шевцов, А.П. Исаев. – Челябинск: ЮУрГУ, 2000. – 125 с.
- 37 Шевцов, А.В. Изменение колебательных

процессов кровообращения у кикбоксёров после соревновательного периода под воздействием рефлекторно-сегментарных технологий / А.В. Шевцов, С.А. Личагина, В.Р. Юмагуен // Вестник ЮУрГУ. Серия «Образование, здравоохранение, физическая культура». – 2005. – Вып. 5. – Т. 1 – № 4 (44). – С. 147

38. Шеин, А.П. Локальные и системные реакции сенсомоторных структур на оперативное удлинение конечностей: автореф. дис. ... д-ра биол. наук / А.П. Шеин. – Курган: ООО «ТВ-Зауральское», 2004. – 50 с.

39. Щекутьев, Г.А. Нейрофизиологические исследования в клинике / Г.А. Щекутьев. – М.: Антисдор, 2001. – 232 с.

40. Юсевич, Ю.С. Электромиография в клинике нервных болезней / Ю.С. Юсевич. – М.: Медгиз, 1958. – 128 с.

41. Stalbery, E. Futomatic analysis of the EMG interference pattern / E. Stalbery et. al. // *Electroencephalography and elinical neurophysiology*. – 1983. – 356. – P 672–681

42. Коуэн, Х. Руководство по электромиографии и электродиагностике / Х. Коуэн, Дж. Брумлик; пер. с англ. – М.: Медицина, 1975.

43. Ненашева, А.В. Особенности внешнего дыхания воспитанников социально-реабилитационного центра (приюта) и муниципального образовательного учреждения (школы) 11–12 лет / А.В. Ненашева // Вестник ЮУрГУ. Серия «Образование, здравоохранение, физическая культура». – 2006. – Вып. 7 – Т. 1. – № 3 (58). – С. 192–196.

44. Функциональная диагностика в детском возрасте / под. ред. Ст. Коларова, В. Гатева. – София: Медицина и физкультура, 1979 – 443 с.