

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Петрозаводский государственный университет»

На правах рукописи

ПОТЕМИНА

Анастасия Михайловна

ДВИГАТЕЛЬНЫЕ МЕХАНИЗМЫ АДАПТАЦИИ ЧЕЛОВЕКА К
СЕЗОННОМУ ДЕЙСТВИЮ ХОЛОДА

03.03.01 – физиология

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук
профессор
Мейгал Александр Юрьевич

Архангельск – 2014

Оглавление

ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА I. Обзор литературы.....	11
1.1. Двигательные единицы и терморегуляционная активность двигательной системы.	11
1.2. Адаптация к холоду.	16
1.3. Интерференционная поверхностная электромиограмма.	21
1.4. Нелинейные свойства биологического сигнала.....	25
ГЛАВА II. Материалы и методы исследования.....	30
2.1. Общий дизайн исследования.	30
2.2. Объекты исследования и условия среды.	31
2.3. Регистрация и анализ электромиограммы.....	36
2.4. Параметры электромиограммы.	37
2.5. Измерение температуры тела.....	40
2.6. Статистический анализ.....	40
ГЛАВА III. Влияние годового температурного цикла на нейромышечный статус человека.....	42
3.1. Параметры активности двигательных единиц человека в течение года... 42	
3.2. Мониторинг параметров интерференционной электромиограммы в течение года.	48
ГЛАВА IV. Нейромышечный статус у любителей зимнего плавания.....	60
4.1. Нейромышечный статус у любителей зимнего плавания в течение года. 60	
4.2. Влияние острой холодной иммерсии на параметры электромиограммы.	68
ГЛАВА V. Обсуждение полученных результатов.....	82
Заключение	93

Выводы	94
Практические рекомендации	95
Список литературы	96

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

Гц	Герц
ДЕ	двигательная единица
иЭМГ	интерференционная электромиограмма
МИИ	межимпульсный интервал
мкВ	микровольт
мс	миллисекунда
ПДЕ	потенциал двигательной единицы
СВТК	средневзвешенная температура кожи
ЦНС	центральная нервная система
ЭМГ	электромиограмма
D_c	корреляционная размерность
D	фрактальная размерность
K_2	корреляционная энтропия

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Низкая температура – один из неустраняемых, циклически действующих факторов окружающей среды, который влияет на человека на протяжении всей жизни и важен для его развития и эволюции [3, 29]. Помимо кратковременного влияния в виде срочных механизмов адаптации, температура, при многократных холодových воздействиях, оказывает и долгосрочное действие, позволяющее человеку акклиматизироваться к экстремальным условиям высоких широт. Глобальный интерес к зоне Арктики существовал в 60-90-е годы, когда были проведены многочисленные классические работы по влиянию охлаждения на сердечно-сосудистую, дыхательную систему, систему крови, иммунитет, метаболизм [10, 16, 21, 120]. В настоящее время интерес к Арктике опять стал актуальным [22, 35].

Двигательная система не только активно участвует в терморегуляции при помощи холодовой дрожи и терморегуляционного поведения [17, 99], но также и сама подвержена процессам акклиматизации и акклимации. Так, на животных показано, что при адаптации к холоду повышается теплопродукция мышечного сокращения [119] за счет снижения частоты импульсации двигательных единиц (ДЕ) [33]. Аналогичные работы по влиянию длительного охлаждения на двигательную систему человека не проводились. Известно, что острое охлаждение оказывает прямое действие на скоростно-силовые характеристики скелетных мышц и нарушает координацию их работы [100,101]. Существуют работы по влиянию холодовой дрожи на точные движения [88, 89]. Человек на Севере проводит в условиях холодовой экспозиции всего 4% времени. Это связано с работой, отдыхом и спортивной активностью. Однако, эффект длительного, в течение года, действия холода и острой холодовой иммерсии на двигательную систему именно человека практически не исследован. Чрезвычайно сильное влияние на организм человека оказывает

иммерсия в холодной воде у любителей зимнего плавания (айсменов) [15, 116] или при случайном падении в холодную воду [47].

Современная электромиография (ЭМГ) представляет собой информативный метод оценки состояния скелетных мышц и организации движения [52, 53, 55]. В последние годы появился ряд работ, в которых показана ценность нелинейных параметров ЭМГ для диагностики нейромышечного статуса [90, 91, 107, 112]. В этой связи, нам представлялось принципиально важным исследовать нейромышечный статус человека при однократной и многократной холодовой иммерсии, а также при естественной сезонной адаптации к температуре среды при помощи поверхностной ЭМГ.

Цель исследования.

Цель работы – изучить естественную сезонную адаптацию двигательной системы человека в течение годового изменения температуры среды и при холодовой иммерсии методом поверхностной электромиографии.

Задачи исследования.

1. Провести анализ амплитудно-спектральных и нелинейных параметров интерференционной электромиограммы и активности двигательных единиц скелетных мышц человека в годовой динамике температуры среды.
2. Охарактеризовать нейромышечный статус человека на основе амплитудно-спектральных и нелинейных параметров интерференционной электромиограммы и активности двигательных единиц скелетных мышц у айсменов (лиц практикующих зимнее плавание) в течение года.
3. Дать сравнительную количественную оценку нейромышечного статуса скелетных мышц человека до и после острой иммерсии в холодной воде.

Научная новизна исследования.

В настоящей работе впервые проведен комплексный анализ образцов интерференционной ЭМГ (иЭМГ) и двигательных единиц человека при однократной и многократной иммерсии в холодной воде и при естественной экспозиции при низкой температуре среды в течение годового температурного

цикла. Впервые были рассчитаны нелинейные параметры сигнала иЭМГ человека для изучения механизмов адаптации двигательной системы к холоду. Получены новые данные о тенденциях изменения нейромышечного статуса человека в течение годового температурного цикла у жителей Европейского Севера России, а также у любителей зимнего плавания. В частности, показано, что наибольшее влияние на нейромышечный статус человека оказывает зимне-весенний сезон года, а следы адаптации к температурному циклу у любителей зимнего плавания практически отсутствуют. Впервые проанализирована активность двигательных единиц сразу после иммерсии человека в холодной воде.

Теоретическая и практическая значимость работы

Получены данные, которые существенно расширяют представления о сезонном изменении функций двигательной системы человека, живущего в условиях Европейского Севера России. Установлено, что в зимний сезон снижается частота импульсации ДЕ, а в весенний сезон уменьшаются значения нелинейных параметров (энтропии, фрактальной и корреляционной размерности) иЭМГ. Таким образом, показано, что активность двигательной системы человека подвержена акклиматизации к сезонному изменению температуры окружающей среды. Экстремальное температурное воздействие (иммерсия в холодной воде) вызывает снижение частоты импульсации ДЕ, что свидетельствует о наличии акклимации. Полученные данные вносят вклад в представление о структурно-функциональном следе адаптации человека и дополняют современную теорию интерполяции частоты импульсации ДЕ и скорости сокращения мышечного волокна. Расширены возможности анализа ЭМГ с позиции обнаружения скрытых ритмов, характерных для двигательной системы при адаптации к холоду.

Комплексное применение амплитудно-спектральных и нелинейных параметров иЭМГ, а также параметров импульсации ДЕ могут быть полезны в диагностике адаптированности двигательной системы человека к холоду.

Данные настоящей диссертации могут получить практическое применение как база данных по нейромышечному статусу человека для разработки мер по предупреждению травматизма, связанного с условиями жизни на Европейском Севере России (повышенная физическая и умственная утомляемость, скользкие поверхности, низкая освещенность, вероятность акцидентальной холодовой иммерсии и гипотермии).

Методология и методы исследования.

Методология заключалась в проведении электромиографического обследования нескольких групп испытуемых (контрольная группа, любители зимнего плавания) в течение года, а также при острой иммерсии в холодной воде и последующего внутригруппового и межгруппового сравнения данных для оценки сезонного и острого влияния температурного фактора на нейрофизиологические механизмы активности мотонейронного пула человека.

Использовали методы накожной электромиографии импульсной активности отдельных двигательных единиц и поверхностной интерференционной электромиографии с последующим расчетом линейных и нелинейных параметров (спектральный анализ, расчет энтропии и двух видов размерности), при помощи аппарата Нейро-МВП-8 (ООО Нейрософт, Иваново, Россия), программы FRACTAN 4.4 © (Институт математических проблем биологии РАН, Пущино, Россия), статистических пакетов SPSS 17.0 (IBM, США) и Statgraphics 15.0 Centurion (Statpoint Technologies, США).

Положения, выносимые на защиту.

1. Температура окружающей среды оказывает влияние на состояние двигательной системы человека преимущественно в зимне-весенний сезон. Зимой адаптация двигательной системы выражается в виде статистически значимой перестройки активности отдельных двигательных единиц, а весной – в виде изменения нелинейных параметров интерференционной электромиограммы.

2. У лиц, занимающихся зимним плаванием в течение года не наблюдается сезонных изменений нейромышечного статуса.

3. Острая иммерсия в холодной воде вызывает срочную адаптацию мотонейронного пула в виде снижения частоты импульсации и усиления синхронизации двигательных единиц.

Внедрение результатов исследования.

Данные настоящей диссертации внедрены в учебный процесс кафедры физиологии человека и животных, патофизиологии и гистологии и кафедры анатомии, топографической анатомии и оперативной хирургии, патологической анатомии, судебной медицины медицинского института ФГБОУ ВПО «Петрозаводского государственного университета» (ПетрГУ). Результаты работы внедрены в деятельность кабинета нейрофункциональной диагностики ГБУЗ «Детская республиканская больница» (г. Петрозаводск).

Степень достоверности и апробация результатов:

Материалы представлены в виде устных докладов на III Всероссийской, с международным участием, конференции по управлению движением (Великие Луки, ВЛГАФК, 2010), на XVI межгородской конференции молодых ученых «Актуальные проблемы патофизиологии» (Санкт–Петербург, Первый Санкт–Петербургский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, 2010), VI Всероссийской, с международным участием, конференции-школе по физиологии мышц и мышечной деятельности (Факультет фундаментальной медицины МГУ имени М.В.Ломоносова, Москва, Россия, 2012), на IV Всероссийской с международным участием конференции по управлению движением (РГУФКСМиТ, Москва, Россия, 2012), на юбилейной XX Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием «Актуальные проблемы патофизиологии – 2014» (Санкт–Петербург, Первый Санкт–Петербургский государственный медицинский университет имени

академика И.П. Павлова, 2014), V Российской с международным участием конференции по управлению движением (Петрозаводск, ПетрГУ, 2014).

Диссертационная работа выполнена в рамках тематического плана научных исследований ПетрГУ (№ государственной регистрации темы 01.02.00101823, 2010) и Программы стратегического развития ПетрГУ (№ государственной регистрации темы 01201372071, 2012-2016).

Публикации по теме исследования.

Материалы исследования опубликованы в 12 печатных работах, в том числе 3 из них в ведущих рецензируемых журналах, рекомендованных ВАК РФ.

Структура и объем диссертации.

Диссертация состоит из введения, обзора литературы (глава 1), материалов и методов исследования (глава 2), изложения результатов собственных исследований (главы 3, 4) и их обсуждения (глава 5), заключения, выводов, практических рекомендаций и списка цитируемой литературы, включающего 37 отечественных и 84 зарубежных источника. Диссертация изложена на 108 страницах машинописного текста, иллюстрирована 26 рисунками, 10 таблицами.

Личный вклад автора.

Автор лично участвовал в сборе первичных электромиографических данных, обработке и интерпретации данных, написании рукописей статей и тезисов.

ГЛАВА I. Обзор литературы

1.1. Двигательные единицы и терморегуляционная активность двигательной системы.

Разнообразные форм моторной активности (рефлекторной и произвольной) осуществляется двигательными единицами (ДЕ), которые представляют собой минимальные морфо-функциональные элементы двигательного аппарата. Каждая двигательная единица (ДЕ) состоит из α -мотонейрона, аксона и мышечные волокна, которые в свою очередь иннервируются данным мотонейроном [58]. Совокупности мотонейронов отдельной скелетной мышцы обозначают термином - «мотонейронный пул». Также этим термином обозначается активная популяция двигательных единиц данной мышцы [58]. Мышечная часть двигательной единицы получает информацию о необходимой степени, длительности, а также скорости сокращения непосредственно от α -мотонейрона, а вся мышца – от мотонейронного пула. Таким образом, электрофизиологические свойства α -мотонейронов можно рассматривать как основу кодирования моторного акта. В свою очередь α -мотонейроны конвергируют супраспинальные и сегментарные влияния на себе и представляют собой, таким образом «заключительный общий путь» двигательной системы.

Существует несколько классификаций двигательных единиц. Общим для них является то, что практически все классификации выделяют более «быстрые» и более «медленные» типы ДЕ. Общепринятым является деление ДЕ на тип FF (fast, fatigable – быстро утомляемые), FR (fast, resistant to fatigue – быстрые, устойчивые к утомлению) и S (slow- медленные) [46]. Мотонейроны двигательных единиц S типа имеют малый размер, начальное сопротивление их мембраны высокое, критический уровень деполяризации низкий и поэтому ДЕ S типа активируются в первую очередь [66]. Длительная следовая гиперполяризация (70-130 мс) определяет сравнительно низкую частоту импульсации мотонейронов данного типа. Мышечные волокна медленных ДЕ

содержат мало миофибрилл, их Т-система и саркоплазматический ретикулум развиты слабо. Это приводит к формированию относительно большой длительности одиночного сокращения и расслабления мышечного волокна, Хорошо развитая капиллярная сеть, большое количество митохондрий и окислительных ферментов, а также высокий уровень содержания миоглобина обеспечивают окислительный путь получения энергии и устойчивость мышечных волокон типа S к утомлению. Совокупность перечисленных свойств мотонейрона и мышечных волокон ДЕ типа S объясняет их участие в моторных актах, при которых требуется обеспечить длительное, устойчивое и относительно слабое напряжения мышц, например, при поддержании позы.

Для ДЕ типа FF характерны большие мотонейроны с быстропроводящим толстым аксоном. Уровень их критической деполяризации значительно выше, нежели у других типов ДЕ, поэтому они рекрутируются только синаптическим притоком выраженной интенсивности. Мотонейрон способен импульсировать с высокой частотой так как фаза следовой гиперполяризации его невелика, а соответствующие свойства мышечных волокон позволяют воспроизводить в виде сокращения эту частоту – до 100-150 имп/с [81]. Хорошо развитая Т-система обеспечивает быстрое проведение возбуждения в глубину мышечного волокна, а богатый саркоплазматический ретикулум обеспечивает быстрое высвобождение и реаккумуляцию катионов кальция и, соответственно, быстрое сокращение и расслабление волокна. В этой связи для этих ДЕ характерна высокая частота перехода в режим гладкого тетануса. Высокая активность АТФ-азы миофибрилл вызывает быстрое прохождение актомиозинового цикла и, соответственно, высокую скорость укорочения волокна. Энергия для сокращения поступает за счёт гликолиза, т.е. анаэробно. Это подтверждается наличием высокого содержания гликогена и гликолитических ферментов в «быстрых» мышечных волокнах. Однако такой способ обеспечения энергией сопряжен с быстрым расходом энергопереносчиков, что объясняет выраженную утомляемость ДЕ данного типа. В целом ДЕ типа FF активируются в основном для выполнения быстрых и

сверхбыстрых движений, связанных, например, со стабилизацией равновесия при резком его нарушении, во время спринтерского бега, прыжков. Более того, ДЕ данного типа содержат наибольшее количество мышечных волокон, а содержание миофибрилл в каждом волокне очень высокое. Это позволяет данным ДЕ развивать наибольшую суммарную силу, намного превышающую суммарную силу других типов ДЕ. Вследствие этого ДЕ типа FF вовлекаются также в движения, связанные с необходимостью развития большого усилия.

ДЕ типа FR по своим свойствам занимают среднее и вовлекаются как в быстрые движения, так и в движения, при которых необходимо длительное слабое напряжения мышц.

Жесткая специализация ДЕ по их свойствам не предполагает столь же жесткой привязанности к названным типам движений. Так, в ряде исследований показано, что «быстрые» ДЕ могут вовлекаться в моторные акты, характеризующиеся длительной активностью мышц (длительное изометрическое напряжение), а «медленные» ДЕ могут, в свою очередь, участвовать в быстрых движениях. Характер импульсации ДЕ, короткими сериями или длительным стационарным, зависит от «тонического порога» мотонейрона [58]. При возбуждении мотонейрона, превышающем этот порог, характер импульсации ДЕ всегда тонический, при пороге ниже тонического – всегда фазный, короткими сериями. Для больших мотонейронов, т.е. «быстрых» ДЕ, тонический порог достаточно высокий, для малых мотонейронов, т.е. «медленных» ДЕ, тонический порог низкий.

Обсуждая роль двигательных единиц, не раз было подчеркнута о качестве ДЕ как морфофункциональной единицы двигательной системы человека. Двигательная система человека в онтогенезе формировалась, прежде всего, как аппарат локомоции и позы. Однако следует иметь в виду и такой важный факт, как вовлечение двигательной системы в обеспечение реакций химической терморегуляции, но уже вторично, с использованием запрограммированных двигательных механизмов. В системе реакций терморегуляции современных гомойотермных животных двигательная система

продолжает играть исключительную роль, оставаясь основным источником регулируемого теплообразования в условиях холода [11]. В связи с отсутствием специализированных эффекторов теплообмена система терморегуляции гомойотермных животных объединяет для достижения конечного результата различные физиологические системы, в том числе движения (холодовая дрожь и терморегуляционное поведение), кровообращения (сосудистые реакции), дыхания (тепловая одышка), водно-солевого обмена (холодовый диурез), а также реакцию потения. Таким образом, система терморегуляции представляет собой некую «надсистему», лишенную «собственных» исполнительных органов, но которая интегрирована в систему при помощи центральной нервной системы. Впрочем, существует один орган (ткань), который может быть отнесен исключительно к системе терморегуляции – бурая жировая ткань, имеющая огромное значение для новорожденных, грудных детей и при адаптации к холоду [30, 43, 49].

Определение же системы терморегуляции как «надсистемы по вертикали» было бы не верным, так как физиологические реакции терморегуляции всегда уступают другим жизненно важным физиологическим системам [88]. Отсутствие в системе терморегуляции «собственных» эффекторов и «уступающая» активность объясняются филогенетически более поздним становлением системы температурного гомеостаза: появление гомойотермии произошло на том этапе эволюции, когда позвоночные уже располагали вполне совершенными механизмами поддержания основных жизненно важных констант организма. Но, если говорить о принципиальной важности такой константы гомеостаза, как температура тела, то следует отметить, что у высших животных и человека, несмотря на колебания температуры окружающей среды, данная константа поддерживается на достаточно постоянном уровне. Такое постоянство температуры тела называется изотермией. Изотермия характерна только для гомойотермных животных, или теплокровных. Возможность поддержания постоянства температуры тела отсутствует у пойкилотермных, или холоднокровных

животных. Таким образом, температура тела пойкилотермных переменна и незначительно отличается от температуры окружающей среды. Развитие изотермии в онтогенезе происходило постепенно. У новорожденного ребенка способность к поддержанию постоянства температуры тела вовсе не совершенна. Это может привести к быстрому охлаждению (гипотермии) организма ребенка при таких температурных режимах, которые не оказывают влияния на взрослого человека. С другой стороны даже незначительная мышечная нагрузка, например вызванная продолжительным криком ребенка, приводит к повышению температуры тела.

Температура как «ядра тела», так и всего организма в целом, зависит от интенсивности теплообразования и величины теплопотери. В процессе постоянно совершающихся экзотермических реакций происходит теплообразование. Данные реакции происходят во всех органах и тканях, но с разной интенсивностью. Так, в тканях, в которых происходит активная работа - мышечной ткани, например, производится больше тепла, чем в менее активных - костях, хрящах, соединительной ткани. У человека постоянство температуры тела сохраняется только при условии соответствия теплообразования теплопотерям всего организма. Это обеспечивается физиологическими механизмами терморегуляции. Терморегуляция включает в себя взаимосочетание процессов теплообразования и теплоотдачи. В частности, у человека при снижении температуры окружающей среды ниже оптимальной температуры происходит усиление процессов теплообразования вследствие повышения интенсивности обмена веществ. Для человека в обычной легкой одежде этот температурный оптимум находится в пределах 18-20°C, а для обнаженного тела равен 28°C.

Максимально интенсивное образование тепла в организме человека осуществляется в мышцах. Например, если человек лежит неподвижно, при этом напрягая мускулатуру, интенсивность окислительных процессов, а, следовательно, и теплообразование повышаются на 10%. Незначительное увеличение двигательной активности приводит к увеличению

теплообразования на 50-80 %, а выполнение тяжелой мышечной работы – на 400-500%.

В случаях снижения температуры окружающей среды процессы теплообразования в мышцах увеличиваются, даже если человек находится в неподвижном состоянии.

Термогенез у человека подразделяется на сократительный и несократительный. Несократительный термогенез связан с разобщением окисления и фосфорилирования в митохондриях [30, 49] и может происходить как в бурой жировой ткани, так и в других тканях. Сократительный термогенез включает терморегуляционный тонус и холодовую дрожь. Во время холодовой дрожи обменные процессы в организме человека значительно усиливаются, нарастает потребление углеводов и кислорода мышечной тканью, что в свою очередь приводит к повышению теплообразования. Во время терморегуляционного тонуса в активность включаются в основном медленные ДЕ [87], которые используют в качестве субстрата для окисления липиды, а во время холодовой дрожи – быстрые ДЕ с преобладанием гликолиза [64, 118]. Во время холодовой дрожи интенсивность обменных процессов увеличивается примерно в 4 раза по сравнению с базальным уровнем. В одной из работ показано, что выбор субстрата для утилизации во время холодовой дрожи отражается на характеристиках электромиограммы [64].

1.2. Адаптация к холоду.

Термин «адаптация», согласно IUPS Glossary of terms for thermal physiology (2001) (современный Словарь терминов по термофизиологии Международного союза физиологических обществ в Редакции 2001 года), обозначает совокупность физиологических реакций, обеспечивающих снижение напряжения функционирования в ответ на действие стрессогенного фактора [67]. Адаптация может протекать на уровне генетически закрепленных признаков целого вида или субпопуляции (генотипическая) и на уровне отдельной особи в течение жизни (фенотипическая). Фенотипическая

адаптация означает морфологическую модификацию (подкожная жировая клетчатка, толщина меха и т.д.) и изменение физиологической реакции. Она формируется в процессе индивидуального развития при необходимости выживания человека в неблагоприятных условиях внешней среды.

Вариантами адаптации являются *акклиматизация* и *акклимация*. *Акклиматизация* представляет собой физиологические и поведенческие изменения, происходящие в течение жизни организма, которые снижают напряжение функционирования в ответ на *естественные факторы климата* - сезонные и географические. *Акклимация* означает физиологические и поведенческие изменения, которые снижают напряжение функционирования в ответ на воздействие *экспериментально введенных отдельных факторов*. Существует также понятие «*габитуация*», которое означает привыкание, снижение перцепции стрессогенного фактора [120].

Разновидностью акклимации считается иммерсия в холодной воде у любителей зимнего плавания. Теплопотери при иммерсии более выражены, чем на воздухе, поэтому акклимация к холодной воде несколько отличается от результатов, проведенных при экспозиции на холодном воздухе [120]. В частности, при длительном пребывании на воздухе (в палатке, в легкой одежде, в течение нескольких недель) возникает акклимация по метаболическому типу, но при более коротких и сильных экспозициях возможен и гипотермический тип акклимации [75, 121].

Повторяющееся воздействие холодной воды на руки и пальцы приводит к ослаблению вазоконстрикторного ответа и увеличению периферической температуры кожи. Это явление наблюдается среди таких профессиональных групп, как британские разделщики рыбы [97] или рыбаки [77]. Похожие результаты были получены при экспериментальной акклимации к холодной воде [78]. Краткая (10-90 мин) повторная иммерсия всего тела в холодную воду (4-21°C) вызывает формирование привыкания [103]. Обнаружено, что холодовая дрожь и вазоконстрикция наступают позже, а их интенсивность снижается [45, 95, 110].

L. Jansky и соавт. подтвердили эти результаты, но обнаружили снижение температуры кожи при акклимации к холодной воде, что объясняется изоляционным типом холодовой акклимации [68, 69]. Даже очень непродолжительная повторная холодовая иммерсия в воде со снижающейся температурой (с 29 до 23°C, 3 раза по 60 мин.) приводила к снижению метаболизма и ректальной температуры [82]. Также, выполнялись работы по сравнению развития холодовой акклимации в состоянии покоя и при физической нагрузке [112]. Обнаружено, что повторные погружения в холодную воду в состоянии покоя более эффективны с точки зрения развития акклимации, в то время как физическая нагрузка препятствует её развитию. Аналогично, Stock J.M и соавт. обнаружили, что термогенный ответ наблюдается в только состоянии покоя, но даже слабая физическая нагрузка полностью устраняет этот ответ [110].

Считается, что более длительное погружение сего тела (от 90 мин до 3 ч) в холодную воду (10-18°C) вызывает изоляционный или метаболический тип акклиматизации [42]. A.J. Young и соавт. [120] обнаружили, снижение ректальной температуры и температуры тела, увеличение плазменной концентрации норадреналина и отсрочку начала дрожи после повторного погружения в холодную воду. J.H. Bittel при акклимации к холодной воде обнаружил похожий терморегуляционный ответ и усиление метаболизма, что также свидетельствует о метаболическом типе акклимации [42]. В СССР и России также есть опыт исследований по иммерсии в холодной воде [119]. В частности, установлено, что регулярные занятия зимним плаванием приводит к стойким адаптивным сдвигам, включающим как изоляционные, так и метаболические механизмы.

Обычно при исследовании холодовой иммерсии человека используется низкая, но не предельно низкая, температура (10-13°C) [116]. Крайне низкая температура (погружение в прорубь зимой при температуре воды 1-4°C) используется значительно реже. Таким образом, холодовая иммерсия исследовалась в основном в аспекте метаболизма и вегетативных реакций.

Электромиографические исследования практически не проводились или проводились с учетом только амплитуды ЭМГ. Также, у любителей зимнего плавания не проводились исследования активности двигательных единиц.

Адаптация к любому фактору происходит с затратой энергии. Адаптивные механизмы в зоне оптимума не нужны и расход энергии идет только на поддержание основных жизненных процессов, организм находится в состоянии равновесия со средой. Если интенсивность действия фактора выходит за пределы оптимальных значений то включаются механизмы адаптации, которые требуют энергозатрат, которые тем выше, чем больше неблагоприятное воздействие любой направленности.

Большинство адаптационных реакций обеспечиваются в два этапа: начальный этап – это срочная, но несовершенная адаптация, последующий этап, представлен уже совершенной, долговременной адаптацией. Срочный адаптационный ответ возникает непосредственно после и начала действия раздражителя, он реализуется на основе готовых, сформированных ранее физиологических механизмов, неэкономичен, несовершенен. Очевидным проявлением срочной адаптации является увеличение теплопродукции в ответ на холод. Очень важным моментом этого этапа является то, что функционирование организма протекает на пределе его физиологических возможностей – при практически полной мобилизации его функциональных резервов – и оказывается недостаточным. Долговременный этап адаптации напротив, формируется постепенно, как результат неоднократного или длительного воздействия факторов среды, он развивается на основе многократных реализаций срочных адаптационных моментов и приводит к тому, что организм приобретает новое качество – превращается из неадаптированного в адаптированный.

При сравнении срочного и долговременного этапов адаптации, можно сделать вывод о том, что переход от несовершенного срочного этапа к долговременному является узловым моментом адаптации. Именно этот переход обеспечивает возможность жизни организма в качественно новых условиях и

расширяет ареал его обитания, а также свободу поведения в часто меняющейся среде.

Работы последних десятилетий касающиеся аспектов адаптации организма, однозначно показали, что увеличение функции органов и систем закономерно вызывает активацию синтеза белков и нуклеиновых кислот в клетках, этих органов. Данная активация синтеза формирует структурные изменения, которые значительно увеличивают мощность систем, ответственных за адаптацию. Это и составляет сущность перехода адаптации от срочной к долговременной и является решающим фактором формирования структурной основы долговременной адаптации.

Двигательная система также подвержена адаптационным изменениям при длительном действии холода. Во-первых, хорошо известен такой феномен, резкое (в 2-5 раз) снижение интенсивности холодовой дрожи у адаптированных к холоду лабораторных животных [68, 69]. Во-вторых, на этом фоне происходит увеличение энергетики теплообразования мышечного сокращения после адаптации к холоду [10, 119], что объясняется терморегуляционным разобщением окисления и фосфорилирования в фазу ресинтеза АТФ и, как следствие, снижение к.п.д. биологической работы клетки по ресинтезу АТФ. Вероятным разобщителем окисления и фосфорилирования могут выступать тиреоидные гормоны. Структурный след к холоду проявляется в снижении частоты импульсации ДЕ у крыс при акклимации к холоду и при сезонной естественной адаптации у «зимних» голубей [33]. Смысл снижения частоты импульсации ДЕ заключается в переходе в менее энергетически эффективный, но более теплопродуктивный, режим сокращения мышцы [7]. Насколько нам известно из научной литературы, исследования адаптации двигательной системы человека к холоду на уровне отдельных ДЕ не проводились.

1.3. Интерференционная поверхностная электромиограмма.

Интерференционная электромиограмма (иЭМГ), зарегистрированная при произвольном мышечном сокращении представляет собой миоэлектрический сигнал, в котором потенциалы многих активных ДЕ суммируются в интерференционный паттерн [52]. Без помощи специальных методик отведения потенциала или программ анализа отдельные ДЕ с трудом распознаются в суммарном сигнале иЭМГ. Но, поскольку окончательный паттерн иЭМГ зависит от параметров потенциалов действия активных ДЕ и параметров их импульсной активности, то иЭМГ все-таки отражает свойства реальных ДЕ и теоретически может быть произведена декомпозиция на отдельные ДЕ.

Сигнал иЭМГ позволяет различать состояние утомления, оценивать изменение скорости проведения по мышечным волокнам, а также степень синхронизации ДЕ. В неврологической практике иЭМГ позволяет различать миогенные и неврогенные нарушения. Интерференционная ЭМГ является своеобразным «зеркалом», которое позволяет заглянуть в спинной мозг и даже в более высокие уровни ЦНС [59, 63]. Есть как минимум два методических подхода к пониманию соотношения между иЭМГ и реальными свойствами скелетной мышцы: «прямой» и «обратный» [52]. Прямой подход представляет собой моделирование и сконцентрирован на предсказании того, как физиологические интервенции (изменение параметров движения, свойств самой мышцы, изменение параметров активности ДЕ) отражаются на параметрах иЭМГ. Хорошим примером «прямого» подхода может быть корреляция между скоростью проведения возбуждения по мышечным волокнам и спектральными характеристиками иЭМГ, при постоянных условиях сокращения, например во время изометрического сокращения.

Второй («обратный») подход используется для объяснения свойств нейромышечной системы по характеристикам реальной и симулированной на компьютере иЭМГ. Используя приведенный выше пример, «обратный» подход заключается в приблизительной оценке изменений скорости проведения по

мышечным волокнам на основании известных частот, полученных при спектральном анализе иЭМГ.

Такие физические (нефизиологические) условия регистрации иЭМГ, как неоднородность тканей, толщина подкожной жировой клетчатки, пространственное расположение разных типов ДЕ в мышце, длина мышечного волокна, а также технические условия (амплитуда шума прибора, межэлектродное расстояние, импеданс в области контакта кожа-электрод, качество электродного геля, также влияют на свойства поверхностной иЭМГ. Значение всех перечисленных выше факторов интенсивно изучается [50], но надежно предсказать как в конечном итоге может выглядеть иЭМГ при учете всех факторов в настоящее время все-таки невозможно. Еще одним важным нефизиологическим фактором, существенно влияющим на окончательный вид иЭМГ может служить «затекание» сигнала иЭМГ с рядом расположенной активной мышцы (cross-talk).

Выводы о процессах, протекающих в мышцах, можно делать по нескольким классическим, наиболее часто используемым параметрам иЭМГ – амплитуде и частоте иЭМГ, которые могут быть определены как линейные параметры сигнала.

Линейные параметры иЭМГ. Амплитуда иЭМГ определяется количеством активных ДЕ и частотой их импульсации. Это позволяет использовать амплитуду ЭМГ как показатель силы мышечного сокращения. Однако, как уже было сказано выше, амплитуда иЭМГ определяется и физическими факторами, такими как, например, расположение электродов или толщина подкожной жировой ткани. Следует учитывать и феномен «поглощения амплитуды», возникающего в результате суперпозиции позитивных и негативных фаз иЭМГ [50]. Именно поэтому нельзя отождествлять процессы, происходящее в спинном мозгу и скелетной мышце.

Ректификация («выпрямление») иЭМГ до некоторого предела позволяет минимизировать это различие, но, в целом, соотношение силы и амплитуды иЭМГ не является абсолютным. С учетом столь значительного влияния

индивидуальных нефизиологических факторов, названных выше, а также индивидуальных особенностей положения двигательных единиц в мышце, в исследованиях, в которых используется амплитуда иЭМГ как определитель силы мышечного сокращения, можно анализировать только для каждого отдельного испытуемого (subject-by-subject) или для каждой мышцы (muscle-by-muscle).

Спектральные характеристики иЭМГ традиционно используются для изучения мышечной активности [40, 56, 93]. Параметры спектра вычисляются на основе быстрых преобразований Фурье (FFT), с использованием распределения по типу «время-частота» [44] или вейвлет-анализа [72], который использовался при динамических [39, 44] и изометрических сокращениях мышцы [72] и показал свою хорошую информативность. Есть несколько надежных областей применения спектрального анализа. Так, есть прямая связь между средней частотой спектра и скоростью проведения возбуждения по мышечному волокну. Этот факт используется для обнаружения мышечного утомления и приблизительного определения типа активных ДЕ. В условиях отведения, близких к идеальным (изометрия), частота спектра и скорость проведения по мышечному волокну связаны практически линейно [38].

С большой осторожностью спектральный анализ интерференционной электромиограммы может быть использован для оценки соотношения представительства мышечных волокон I и II типа (быстрых и медленных ДЕ) во время сокращения [41, 60, 115]. Ряд фактов, однако, прямо противоречат такой возможности. Во-первых, типы мышечных волокон нечетко различимы по скорости проведения возбуждения и представляют континуум скоростей с единичным пиком, а не два различных пика [115]. Диаметр волокон типа I в некоторых мышцах больше чем волокон типа II и это также не позволяет их различать с уверенностью. Во-вторых, количество мышечных волокон, иннервируемых своим альфа-мотонейроном также различно, что затрудняет интерпретацию данных иЭМГ [51]. В-третьих, скорость проведения по мышечным волокнам ДЕ меняется во времени, поскольку зависит от состояния

утомления. В-четвертых, мышечные волокна в процессе сокращения также сокращаются, и это отражается на скорости проведения возбуждения [73]. Все названные факторы приводят к тому, что при разных двигательных актах могут наблюдаться одинаковые спектральные характеристики. Напротив, при идентичных двигательных заданиях частота спектра может быть достоверно различной [60, 104]. Все это требует осторожности при интерпретации спектральных данных иЭМГ [61].

Делаются попытки связать спектральные характеристики иЭМГ с характеристиками импульсации ДЕ, в частности, с частотой импульсации и вариабельностью межимпульсных интервалов ДЕ [53, 54]. Спектральная мощность иЭМГ формируется за счет спектра поверхностно зарегистрированной электромиограммы и частоты импульсации отдельных ДЕ [52]. Второй компонент отражен пиками на спектрограмме в области низких частот (4-15 Гц) и вполне может отражать среднюю частоту импульсации многих ДЕ. Пик в области низких частот на спектре иЭМГ указывает на преобладающую частоту импульсации активных ДЕ.

Этой, в целом весьма логичной точке зрения, противоречат некоторые факты. Во-первых, увеличение вариативности частоты импульсации ДЕ должно уменьшать пики амплитуд иЭМГ, что иногда и наблюдается в области низких частот спектра. Во-вторых, накопление пиков отдельных ДЕ в области низких частот может оказаться меньшим, чем ожидается, поскольку медленный тип ДЕ, которые как раз и отвечают за этот пик, обладают небольшой суммарной энергией потенциалов, поскольку сокращаются с небольшой частотой. В-третьих, стохастический характер иЭМГ может приводить к «случайным» пикам на спектрограмме.

Операция по выпрямлению иЭМГ в качестве метода выделения низкочастотных пиков дает определенную надежду на обнаружение средней частоты импульсации многих ДЕ [96]. В целом, линейные параметры иЭМГ имеют существенные ограничения, но в настоящее широко и в целом успешно используются для определения нейромышечного статуса.

Нелинейные параметры иЭМГ. Установлено, что иЭМГ является нелинейным процессом, что дает принципиальную возможность изучать центральные стратегии построения движения на основе нелинейных уравнений, рекуррентного количественного анализа (RQA), фрактального анализа и расчета различных видов энтропии. Есть работы, в которых показана высокая чувствительность нелинейных параметров, например процента детерминизма и рекуррентности, к состоянию скелетных мышц. В частности, при утомлении скелетной мышцы процент детерминизма сигнала растет [55, 57, 92], что указывает на синхронизацию активности нескольких ДЕ, Метод RQA хорошо зарекомендовал себя и при выявлении кластеризации на иЭМГ у больных паркинсонизмом [90, 91, 107], что также свидетельствует о склонности ДЕ к синхронизации активности.

Интерференционная ЭМГ фрактальна по своей природе, поскольку обладает нецелой размерностью, то есть не равной 1 или 2, что также указывает на нелинейную природу иЭМГ. Фрактальная размерность и величина энтропии все чаще становятся инструментом анализа сигнала иЭМГ.[63].

1.4. Нелинейные свойства биологического сигнала.

Нелинейная динамика рассматривает любой временной ряд (time series), как ряд последовательных числовых значений с позиции временной связи этих значений и определяет таким образом не частотную (frequency domain), а временную структуру (time domain) сигнала. Также, нелинейная динамика позволяет оценить развитие (эволюцию) сигнала, то есть сделать вывод о регулярном или хаотическом характере изменения биологического сигнала в пространстве и времени [8, 17].

Нелинейная динамика представляет собой междисциплинарную науку, в которой изучаются нелинейные динамические системы и используются нелинейные модели, которые обычно описываются дифференциальными уравнениями. Нелинейная динамика включает в себя теорию динамического

(предсказуемого) хаоса, синергетику, теорию катастроф. С нелинейной динамикой тесно связаны теория эволюции, теория информации, теория графов и теория игр.

Любая нелинейная динамическая система характеризуется двумя отличительными свойствами: 1) эволюция во времени и 2) обязательная зависимость от начального состояния. Живые системы, как правило, имеют нелинейную природу. Визуальным примером эволюции в физиологических системах может послужить ветвление (бифуркации) бронхиального дерева, сосудистой сети. Нелинейность проявляется и в других биосигналах, таких как кардиоинтервалограмма на основе ЭКГ и ЭЭГ. Нелинейные параметры уже помогают уловить риск наступления приступа аритмии, инфаркта миокарда или эпилептического припадка задолго до его наступления [10, 19, 26]. С позиций самоорганизации (синергии) можно исследовать динамику разнообразных биологических популяций (формирование косяков рыб, птичьих стай), процессы роста растений и роста популяции животных и растений, ветвления растений [13]. Таким образом, на основе нелинейной динамики биосистемы способны к самоорганизации, спонтанному образованию и развитию сложных упорядоченных структур.

Нелинейная динамика проявляется и в области неживых систем, таких как курс валют, рынок ценных бумаг. С точки зрения нелинейности можно исследовать социальные процессы, создавать теории альтернативной истории, моделировать будущие исторические варианты развития государств [18, 23]. Метеорология, геология, поведение океана, климат и его изменение также являются естественными приложениями нелинейной динамики [5, 10, 16].

Нелинейный процесс может быть охарактеризован при помощи нескольких категорий, среди которых наиболее важными являются *фазовое пространство* и *аттрактор*. Фазовое пространство – это умозрительное пространство с числом измерений, равным числу переменных, которые характеризуют состояние изучаемой системы во времени. Фазовое пространство вмещает все состояния данного процесса. Размерность фазового

пространства зависит от числа переменных, то есть для n переменных это будет n -мерное пространство, а время выступает лишь внешний параметр. Каждая точка в фазовом пространстве соответствует конкретному состоянию системы в данный момент времени, а ее перемещение, соответственно, представляет *траекторию* изменения этого состояния. Графически траектория изменения состояния в фазовом пространстве выглядит как многочисленные петли, сходящиеся или расходящиеся.

Если в фазовом пространстве траектории уходят в бесконечность, значит у данной системы нет устойчивого состояния. Если же все траектории заканчиваются в одной точке (конвергируют), то система приходит к окончательному устойчивому состоянию и более не эволюционирует, то есть больше с ней не будет происходить никаких изменений. Система может вернуться в состояние развития после кратковременного возмущения, но когда прекратится действие этого возмущения, система всегда возвращается в исходное устойчивое состояние. В таком случае все траектории конвергируют в точке («аттракторе»), которая в фазовом пространстве «притягивает» к себе со временем все фазовые траектории. К точке, то есть устойчивому состоянию, например, сходятся траектории движения маятника в фазовом пространстве, пока он не остановится. Таким образом, аттрактор служит обобщенным понятием равновесия для сложных систем [10, 36]. Замкнутая кривая также может выступать в качестве аттрактора. Примером такого процесса является синусоида.

Аттракторы неоднородны по своей сложности и могут быть подразделены на обычные, или регулярные (названные выше притягивающая неподвижная точка, притягивающая периодическая замкнутая траектория) и нерегулярные, также называемые «странными» [11]. Странные аттракторы представлены хаотическими аттракторами, в которых прогнозирование траекторий фазовых состояний затруднено, так как даже минимальные неточности в определении начальных данных через некоторое время приводит к непропорционально большому расхождению реальной траектории с

прогнозированной траекторией. Подобная непредсказуемость траектории в фазовом пространстве называется динамическим хаосом, а системы – детерминированными хаотическими. Следует отличать подобные системы от стохастических динамических систем и, соответственно, от стохастического хаоса [37].

Поведение системы в системах, управляемых странным аттрактором, чрезвычайно чувствительно к начальным условиям. Даже минимальная разница в начальных условиях двух систем приведет к тому, что их траектории разойдутся и система теоретически (потенциально) может находиться в одно и то же время в разных состояниях. Этот момент равной вероятности развития называется *бифуркацией*. Именно бифуркация (выбор траектории развития) и определяет дальнейший ход событий. Это явление называют «эффектом бабочки», подразумевая возможность преобразования в динамической детерминистической системе слабых турбулентных потоков воздуха, вызванных «взмахом крыльев бабочки» в одной части планеты, в ураган за тысячи километров.

Аттракторы характеризуются фрактальной размерностью, корреляционной размерностью и корреляционной энтропией. Понятие «фрактал» (*лат. fractus* – состоящий из частей, фрагментов) означает «структуру, состоящую из частей, которые в каком-то смысле подобны целому» [36]. Другими словами, фрактальный объект безмасштабен и выглядит одинаково (самоподобно) при любом приближении к нему.

Основной характеристикой аттрактора фрактального объекта является фрактальная размерность, то есть топологическая размерность, которая обычно принимает целочисленные значения. Размерность для точки равна «0», для линии – «1», для поверхности – «2», для объема – «3». У фрактальных объектов фрактальная размерность не равна топологической, то есть она находится между «1» и «2», «2» и «3».

Второй количественной характеристикой аттрактора о поведении динамической системы является корреляционная размерность – D_c . D_c

вычисляется на основе корреляционного интеграла и представляет собой меру функциональности процесса, то есть количества функций, которое он исполняет. Также, D_c отражает количество уравнений, лежащих в основе этого процесса. Таким образом, корреляционная размерность отражает сложность процесса. Чем выше D_c , тем сложнее процесс, чем ниже – тем процесс проще для понимания и в его основе лежит несложный генератор, задающий сигнал с повторяющимися ритмичными фрагментами.

Третий параметр – различные виды энтропии, которая характеризует меру потери информации во времени, то есть то, насколько уменьшается знание о системе с течением времени. Энтропия обычно принимает значения от 0 (предопределенный процесс) до 2 (случайный процесс). Корреляционная энтропия отражает скорость, с которой следует генерировать дополнительную информацию, чтобы понять процесс, эволюционирующий во времени, и она во многом напоминает экспоненту Ляпунова [20, 37]. Корреляционная размерность может принимать бесконечные значения при случайном процессе. Также, корреляционная энтропия может достаточно точно характеризовать среднее время, в течение которого система будет предсказуемой.

Таким образом, процессы в живой и неживой природе могут быть 3-х типов – стохастические (полностью случайные процессы, неуправляемые), хаотические (частично предсказуемые и поэтому частично управляемые) и детерминированные (полностью предсказуемые управляемые). Большинство процессов в живой природе можно отнести к детерминистическим хаотическим.

ГЛАВА II. Материалы и методы исследования

2.1. Общий дизайн исследования.

Всего выполнено 2 серии исследований, каждая из которых имела собственную выборку испытуемых и совокупность средовых факторов.

В первой серии исследований (серия I) регистрировали потенциалы двигательных единиц (ДЕ) и интерференционную ЭМГ (иЭМГ) ежемесячно, у нескольких испытуемых в течение 15 февраля 2008 г. – 15 января 2010 г. и 15 января 2010 г. – 15 января 2011 г. На рисунках 1 и 2 представлена среднемесячная температура в г. Петрозаводске в исследованные периоды времени и средняя температура. 2010 г. который характеризовался большей магнитудой среднемесячной температуры (до 40°C) по сравнению с 2008 г. (20°C) и 2009 г. (25°C).

Вторая серия исследований (серия II) сложена из нескольких этапов и проведена с участием двух групп испытуемых: 1) любителей зимнего плавания (далее - «моржей») и 2) «не-моржей». На первом этапе проведено сравнение параметров иЭМГ и параметров активности ДЕ в группах «моржей» летом (состояние M1A) и осенью (состояние M1Б), и «не-моржей» осенью (состояние M0) в условиях лаборатории, до открытия сезона зимнего плавания в октябре – декабре 2010 г.

На втором этапе выполнено сравнение группы «моржей» до начала сезона зимнего плавания (состояние M1) и при его окончании в марте-апреле 2011 г. (состояние M2). Третий этап включал в себя сравнение параметров иЭМГ по окончании сезона зимнего плавания до погружения в холодную воду (состояние M2) и сразу же после выхода (состояние M3). Общий план этой серии представлен на рисунке 2.

2.2. Объекты исследования и условия среды.

В заявленных сериях исследований обследовано 3 выборки испытуемых. В первой выборке было 12 испытуемых (9 мужчин и 3 женщины). Все испытуемые были среднего возраста (от 25 до 45 лет) и достаточно близки по антропометрическим показателям. Ни один из испытуемых не имел в наличии хронических заболеваний, патологии эндокринной системы и неврологических расстройств, все в основном придерживались здорового образа жизни. У каждого испытуемого бралось информированное согласие на участие в обследовании. Обследование проводилось приблизительно в срединных числах месяца, в комнатных условиях ($T_{\text{возд}}=25-26^{\circ}\text{C}$, влажность составляла 60-70%) на базе лаборатории кафедры физиологии человека и животных ПетрГУ. Для получения более надежных данных (дополнительного подтверждения), нами было проведено дополнительное ежемесячное обследование еще одного испытуемого (мужчина 45 лет, рост 175 см, вес 78 кг) в 2010 г., аналогичное предыдущему ежемесячному обследованию испытуемых.

Все мероприятия по регистрации показателей ЭМГ были также выполнены в условиях лаборатории и повторяли параметры средовых факторов первой группы ($T_{\text{возд}} = 25-26^{\circ}\text{C}$, влажность 60-70%). Этот период характеризовался более выраженными колебаниями сезонной температуры воздуха по сравнению с предыдущей серией исследований (рис. 2). Так, средняя температура января была -15°C , а июля 23°C . Таким образом, годовая магнитуда колебаний температуры составила почти 40°C .

Вторая серия исследований включала обследование 13 здоровых любителей спортивного зимнего плавания - *айсменов* (Карельское региональное отделение общероссийской общественной организации «Федерация закалывания и спортивного зимнего плавания» – клуб «Виктория», г. Петрозаводск, наб. Варкауса, председатель И.Н.Жолудева, 7 мужчин и 6 женщин). Данные антропометрических показателей приведены в таблице 1. Стаж занятий зимним плаванием, в среднем, составил 4,4 года (1-12 лет),

усредненное время экспозиции в воде от 2 до 15 минут в неделю. Среди испытуемых было 2 мастера спорта, один - чемпион России по зимнему плаванию, 2 разрядника по разным видам спорта. Все испытуемые были некурящие, не страдали неврологическими заболеваниями.

В контрольную группу было отобрано 14 человек («не-моржи», 5 мужчин и 9 женщин). Обе группы были сопоставимы по полу, возрасту и антропометрическим данным (табл. 1), хотя в группе «моржей» женщины имели несколько больший средний возраст. У испытуемых было получено информированное согласие на участие в исследовании. Все испытуемые в контрольной группе также не были курильщиками, не страдали неврологическими заболеваниями.

Исследование групп «моржей» и «не-моржей» проведено с 10 сентября по 21 декабря 2010 г. (состояние М0 – с 10.09 по 27.11.2010, состояние М1А – с 15 августа по 30 августа 2012 г., состояние М1Б – с 27 ноября по 21 декабря 2010, до сезона зимнего плавания), в условиях лаборатории (при $T_{\text{возд}}=25-26\text{ }^{\circ}\text{C}$, влажности 60-70%) на базе кафедры физиологии человека и животных, патофизиологии, гистологии ПетрГУ (лабораторные условия). Группа «моржей» была обследована также на берегу Онежского озера, в обогреваемом здании клуба «Виктория» (состояние М2, наб. Варкауса, г. Петрозаводск) 20.03-24.04.2011. Температура воздуха в здании клуба составляла 24-25 $^{\circ}\text{C}$. Сезон зимнего купания в клубе «Виктория» был закрыт 28 апреля 2011 г. Состояние М3 было сформировано теми же испытуемыми сразу после иммерсии в холодной воде. Температура воды составила в марте-апреле 2011 г. 1-4 $^{\circ}\text{C}$, температура воздуха в марте 2011 г. составила от -2 $^{\circ}\text{C}$ до 6 $^{\circ}\text{C}$, в апреле от -1 до 10 $^{\circ}\text{C}$ (рис. 2). Время погружения в холодную воду (иммерсия) составило 60-80 секунд. Испытуемые дополнительно получали и холодовую воздушную экспозицию в течение 2-3 минут во время подхода к проруби и выходе из нее. Регистрация ЭМГ сразу после иммерсии в холодную воду происходила также в здании клуба «Виктория». Всего в исследовании приняло участие 39 испытуемых обоего пола.

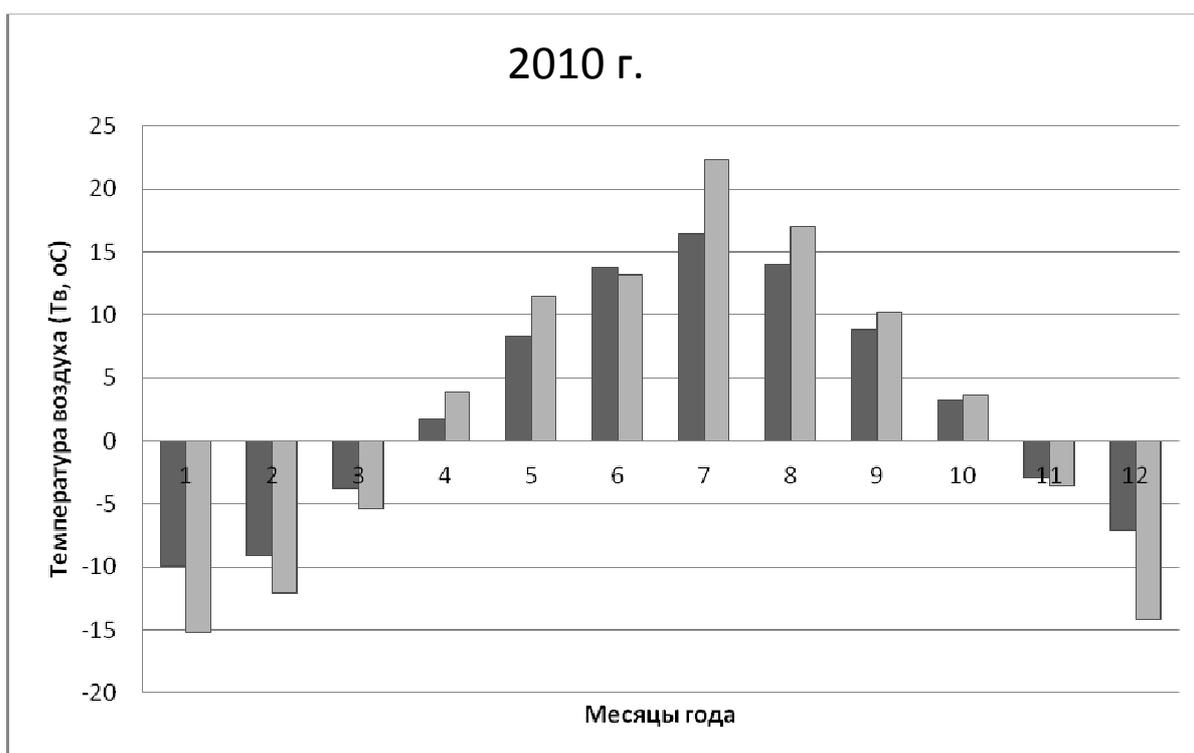
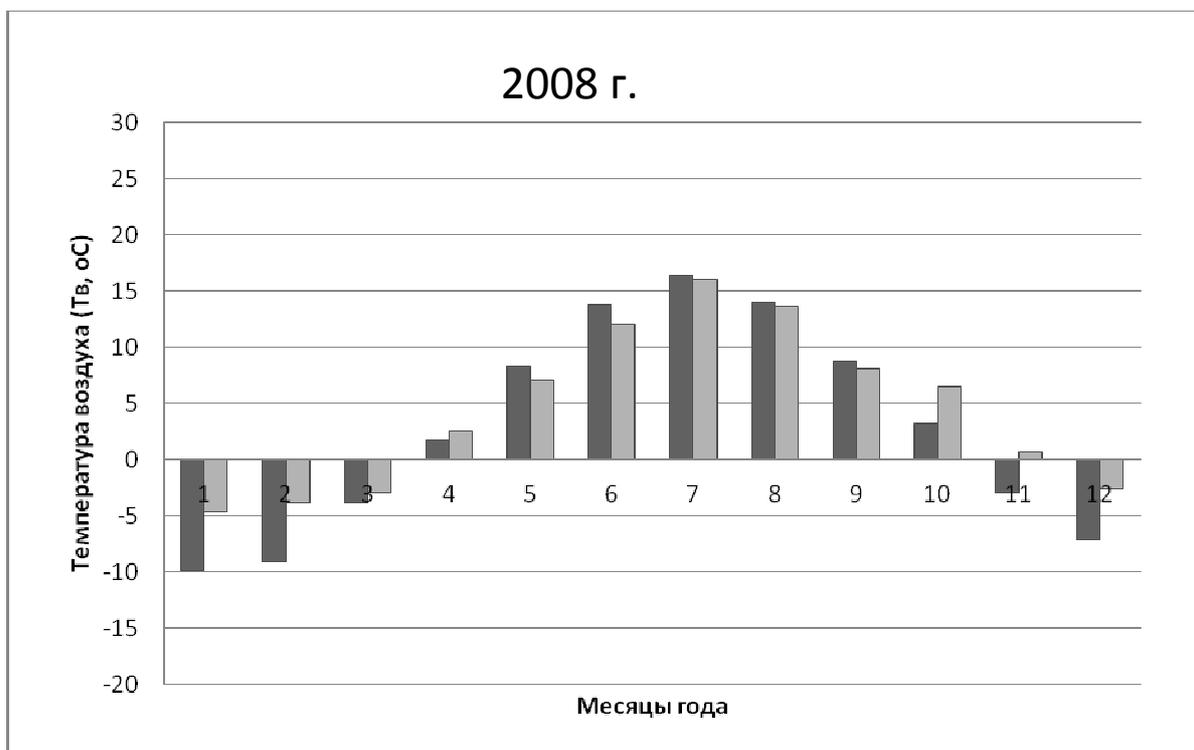


Рис. 1. Годовая динамика средней нормы температуры воздуха (черные столбцы) и фактической средней ежемесячной температуры воздуха (серые столбцы) в г. Петрозаводске в 2008 г. и 2010 г.

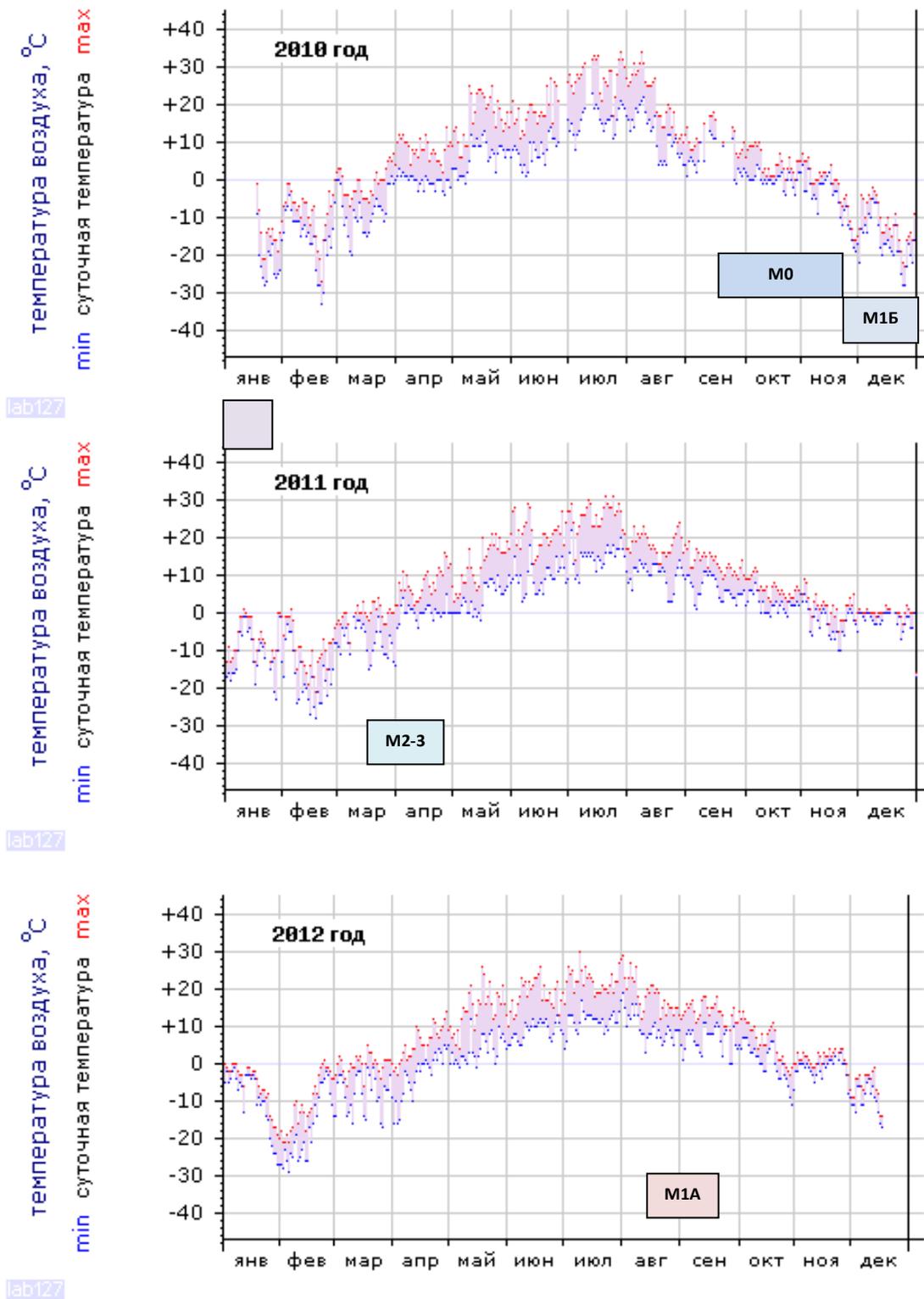


Рис. 2. Годовая динамика минимальной и максимальной температуры воздуха в г. Петрозаводске за 2010-2012 гг., с указанием периодов проведения измерений в группах М0-М3 (температурные графики взяты на сайте thermo.karelia.ru).

Таблица 1.

Антропометрические данные о группах «моржей» (М1) и «не-моржей» (М0).

Группа	Группа М1	Группа М0
Возраст (годы)		
вся группа	51,8±14,5 (27-85) n=13	47,7±12,3 (29-81) n=13
мужчины	40,42±10,19 n=7	44,29±9,4 (29-49) n=5
женщины	62,83±16,03 ** n=6	50±13,7 (43-81) n=9 *
Рост (см)		
вся группа	168,00±13,31 (146-195)	169,08±9,05 (148-182)
мужчины	174,33±10,45	177,44±4,45 (175-182)
женщины	153,75±5,18 *	163,87±6,98 (148-170) *
Вес (кг)		
вся группа	75,23±15,67 (56-96)	72,00±14,81 (55-100)
мужчины	82,11±13,93	86,00±9,19 (77-100)
женщины	59,75±1,71 **	62,00±8,10 (55-73) **
ВМІ		
вся группа	26,31±2,93 (22,4-32,4)	25,13±3,74 (18,7-32,3)
мужчины	26,75±3,38	27,94±2,59 (26,0-32,3)
женщины	25,32±1,41	23,13±3,15 (18,7-26,8)*
Стаж занятий зимним плаванием (годы)		
вся группа	4,53±3,80	-
мужчины	4,38±3,5	-
женщины	4,92±2,36	-

Примечание: * - p<0,05; ** - p<0,01 между группами мужчин и женщин.

2.3. Регистрация и анализ электромиограммы.

Перед началом каждого сеанса ЭМГ для исследования функции отдельных ДЕ добивались такой установки электродов, чтобы можно было бы визуально наблюдать на осциллографе активность одной или нескольких двигательных единиц. Для получения интерференционной электромиограммы высокого качества, а также информативных и селективных записей активности двигательных единиц, соблюдались общепринятые правила регистрации электрической активности мышц накожными электродами:

1) Электроды устанавливали строго вдоль хода мышечных волокон, так как волна деполяризации последовательно проходит под обоими полюсами электрода, что создаёт между ними разность потенциалов (потенциал действия двигательной единицы). При поперечном же положении электрода относительно мышечных волокон возбуждение наступало бы одновременно под каждой пластиной электрода, что резко снизило бы амплитуду потенциала двигательной единицы.

2) Электрод устанавливали выше или ниже зоны моторных пластинок. Это связано с тем, что возбуждение движется от моторной пластинки нервно-мышечного синапса в обе стороны, и если электрод установить по обеим сторонам от моторных пластинок, то деполяризация под обоими полюсами наступит одновременно, что также снизило бы амплитуду потенциала двигательной единицы.

3) Накожная ЭМГ является по существу экстракритериальным отведением потенциала по отношению к его источнику, что несет как положительный, так и отрицательный смысл по сравнению с интратерриториальным (внутримышечным игольчатым) отведением. Известно, что амплитуда потенциала действия ДЕ при накожном отведении меньше, чем при игольчатом в виду большего расстояния до источника сигнала, однако форма потенциала действия ДЕ при накожном отведении стабильна и сохраняется даже при смещении электрода на 1-2 мм. Кроме этого

использование накожных электродов имеет явное преимущество ввиду неинвазивности, безболезненности и безопасности с точки зрения асептики.

Для селективного отведения потенциалов отдельных ДЕ электроды располагали в области сухожилия трёхглавой мышцы плеча проксимальнее локтевого отростка. Подробное расположение электродов позволяет использовать «эффект зеркального генератора» вследствие близости костных массивов, а также обедненности мышечными волокнами в области сухожилий. Испытуемых инструктировали напрягать трехглавую мышцу до появления спонтанно импульсирующих ДЕ. Анализировали 70-100 межимпульсных интервалов, рассчитывали средний межимпульсный интервал (МИИ, мс) и среднюю частоту импульсации (f , имп/с).

Поверхностную иЭМГ регистрировали с двуглавой м. плеча (*m. biceps br.*) справа, в позе стоя. Плечо было опущено вниз, предплечье удерживалось в положении локтевого сгибания параллельно полу. Запись иЭМГ делали при без нагрузки (0 кг) и при нагрузке 1, 2 и 3 кг, с помощью электромиографа Нейро-МВП-8 (ООО «Нейрософт», Иваново, Россия). Отводящие электроды укрепляли лейкопластырем. Кожу предварительно обрабатывали абразивной бумагой и 70% этанолом. На электрод наносили электродный гель. Полоса пропускания ЭМГ составила 20-500 Гц. Регистрировали отрезки ЭМГ длительностью 1 с. В числовых рядах это составляло 20000 отсчетов, что достаточно для расчета нелинейных параметров. Качество установки электрода контролировали при помощи измерения импеданса. Качество установки считали удовлетворительным при значении импеданса менее 10 МОм. Записи с импедансом более 10 МОм исключали из анализа.

2.4. Параметры электромиограммы.

Миоэлектрический сигнал представляет собой объемный вектор, который меняет свое направление во времени и пространстве. Траектория его движения на плоскости отображается в турн-амплитудных и спектральных характеристиках иЭМГ (линейные параметры) [71]. Турн – это «поворот» на

ЭМГ (смена направления сигнала величиной обычно более 100 мкВ. В настоящей работе рассчитывали среднюю амплитуду иЭМГ (A , мкВ) усреднением отдельных турнов иЭМГ. Значения турна устанавливались индивидуально – от 50 до 100 мкВ, в зависимости от минимального значения турнов на данном отрезке записи. Спектральный анализ выполнялся собственной встроенной программой электромиографа Нейро-МВП-8 на основе быстрых преобразований Фурье. Нами использовалась средняя частота спектра (MNF, Гц) для характеристики частоты иЭМГ.

Для динамических систем удобным представлением развития процесса во времени является построение портрета в фазовом пространстве. Построение фазового портрета иЭМГ (реконструкция аттрактора) позволяет восстановить фазовые траектории вектора иЭМГ и анализировать его нелинейные характеристики. Аттрактор – это множество точек в фазовом пространстве динамической системы, к которым стремятся все траектории системы. Аттрактор в данной работе характеризовали несколькими параметрами:

- 1) корреляционная размерность (D_c),
- 2) корреляционная энтропия (K_2) и
- 3) фрактальная размерность (D).

Пример фазового портрета аттрактора представлен на рисунке 3. Величины D_c , K_2 и D были рассчитаны программой FRACTAN 4.4 © (Институт математических проблем в биологии РАН, Пущино, Россия). Для этого числовые ряды иЭМГ в формате .txt переносили из электромиографа в программу FRACTAN 4.4 ©.

Фрактальную размерность рассчитывали на основании формулы

$$D=E+1-H,$$

Где H – экспонента Херста, а E – размерность Эвклидова пространства. С учетом, того, что для линии $E=1$, то $D=2-H$.

Корреляционную размерность D_c и корреляционную энтропию K_2 , которые являются производными корреляционного интеграла, рассчитывалась по методу Такенса [24, 43].

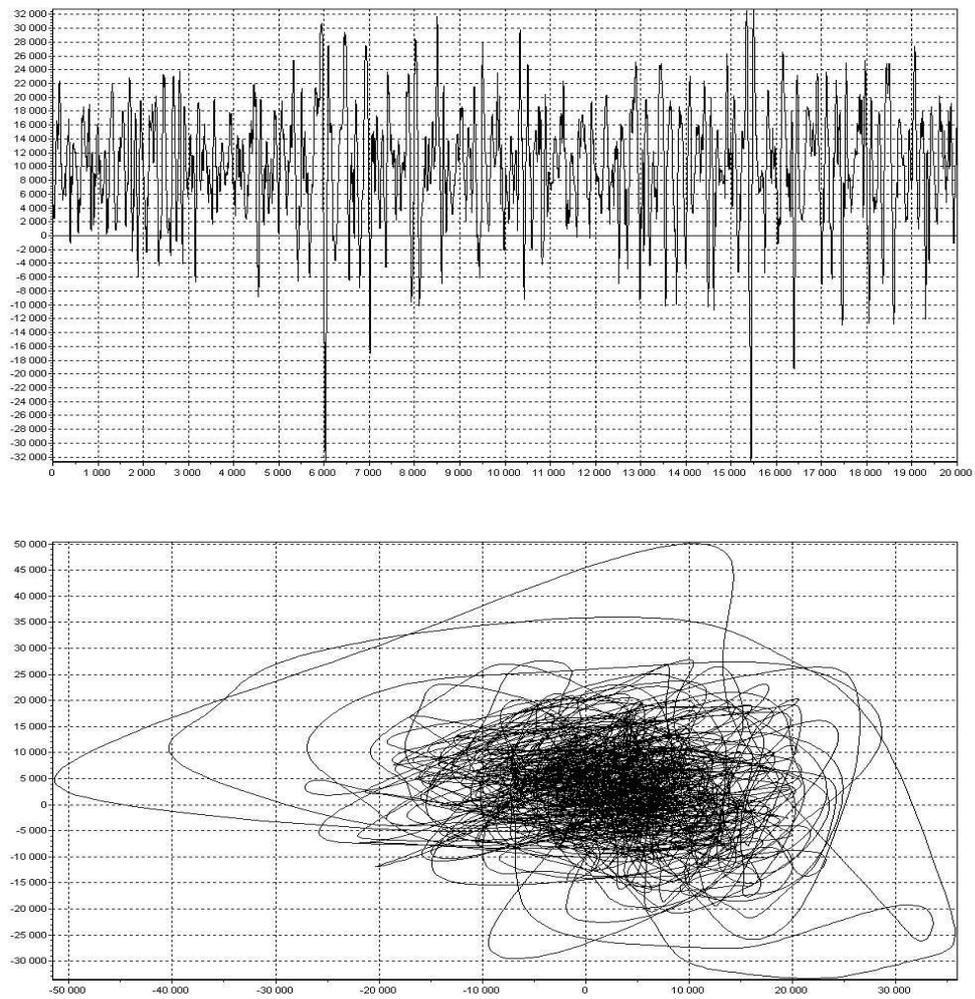


Рис. 3. Интерференционная нажная электромиограмма (иЭМГ) и ее реконструированный аттрактор в фазовом пространстве (нижняя панель).

Фрактальная размерность D является мерой самоподобия динамической системы или объекта, то есть доли повторяющихся (рекуррентных) фрагментов. Фрактальная размерность (между 1 и 2) указывает на наличие странного аттрактора в основе данной системы, а также на «насыщенность» линии (иЭМГ) событиями (перегибами разного размера). Величина D_c является мерой сложности поведения динамической системы и, косвенно, количества параметров, управляющих данной системой. Высокие значения D_c указывают на более сложный сигнал, то есть сигнал, на понимание которого требуется больше времени и информации. Также, сложным сигналом управляет большее количество параметров. Корреляционная энтропия K_2 (информационная размерность) является мерой потери информации о системе во времени. Фактически K_2 является количественной мерой хаотичности динамической системы, а также того, как быстро система становится непредсказуемой. Чем выше значения K_2 , тем менее предсказуем биосигнал.

Таким образом, всего для характеристики нейромышечного статуса учитывалось 7 электромиографических параметров.

2.5. Измерение температуры тела.

Средневзвешенную температуру кожи (СВТК) измеряли по методу Ramanathan [105] до и после погружения в холодную воду по формуле:

$$\text{СВТК} = 0,3T_1 + 0,2T_2 + 0,3T_3 + 0,2T_4$$

где T_1 – температура кожи под ключицей, T_2 – передней поверхности плеча, T_3 – передней поверхности бедра, T_4 – задней поверхности голени.

2.6. Статистический анализ.

Статистический анализ проведен с использованием статистических программ SPSS 12.0™ и Statgraphics 15.0 Centurion. Корреляционный анализ между параметрами производили с помощью непараметрического критерия

Спирмена. Проверку распределения данных на нормальность определяли по методу Шапиро-Уилка. Для межгруппового сравнения использовали критерий Манна-Уитни (U-test). При сравнении нескольких групп испытуемых использовали критерий Крускал-Уоллиса (W-критерий).

ГЛАВА III. Влияние годового температурного цикла на нейромышечный статус человека

3.1. Параметры активности двигательных единиц человека в течение года

Выбранный год (период времени с февраля 2008 г. по январь 2009 г.) в г. Петрозаводске характеризовался относительно теплой зимой (от 0 до -10°C) и прохладным летом (до 0°C в августе 2008 г.). Таким образом, магнитуда колебаний средней месячной температуры в этот год составила всего 20°C . Всего зарегистрировано 134 ДЕ.

Установлено, что наибольшие значения межимпульсного интервала ДЕ наблюдались с ноября по январь (в среднем 120-130 мс). Затем отмечалось уменьшение МИИ до 105 мс в апреле, июле и октябре, и до 115 мс в мае-июне, августе-сентябре и феврале. Таким образом, наблюдалось три месяца с минимальными значениями МИИ (апрель, июль, октябрь) и три месяца с максимальными значениями МИИ (ноябрь, декабрь, январь) (рис. 4). Применение критерия Крускал-Уоллиса показало, что средние значения МИИ в разные месяцы различаются достоверно ($p=0,0083$) (рис. 4). Группирование данных по сезонам показало более определенные результаты. Следует отметить, что «климатическая» зима в г. Петрозаводск включает 4 месяца (ноябрь и три «календарных» зимних месяца). На рис. 5 показан средний межимпульсный интервал ДЕ для разных сезонов (зима, весна, лето, осень). Установлено, что частота импульсации ДЕ в ноябре-январе составила в среднем 8,2 имп/сек, а в апреле, июле и октябре – в среднем 9,5-10 имп/сек. Для остальных месяцев частота составила $\approx 8,5-9$ имп/с. Различия не были статистически значимыми, хотя и были приближены к границе значимости ($p=0,083$). В целом, средний МИИ для всех незимних месяцев составил 9,2 имп/с (рис. 5). Таким, образом, магнитуда изменений среднего межимпульсного интервала ДЕ в течение года не превышала 1 имп/сек, что составляет всего 10% разницы минимального и максимального значения МИИ в течение года.

Вариабельность МИИ составила от 15 до 25 мс и линейно увеличивалась при увеличении МИИ, но не зависела от месяца наблюдения.

Применение фактора освещенности показало, что в среднем для трех месяцев с наименьшей освещенностью (ноябрь, декабрь, январь) средний МИИ составил 127 мс (7,9 имп/сек), тогда как для всех остальных месяцев – примерно 109 мс (9,2 имп/сек). Таким образом, наименьшая частота характерна для зимних месяцев с наименьшей температурой воздуха и наименьшей освещенностью.

При ежемесячном обследовании дополнительного испытуемого в течение 2010 г. (с амagnitudeм колебаний среднемесячной температуры до 40°C) было зарегистрировано еще 49 ДЕ (средний МИИ для всех ДЕ составил $97,52 \pm 19,34$ мс). Наблюдались отдельные пиковые значения межимпульсного интервала в мае, августе и ноябре 2010 г., но в целом средний межимпульсный интервал ДЕ в течение года у данного испытуемого изменялся статистически незначимо (рис. 7), в отличие от группы испытуемых 2008-2009 гг. Вместе с тем, прослеживается тенденция к уменьшению среднего межимпульсного интервала ДЕ весной, что характерно и для всей группы испытуемых, обследованных в 2008-2009 гг.

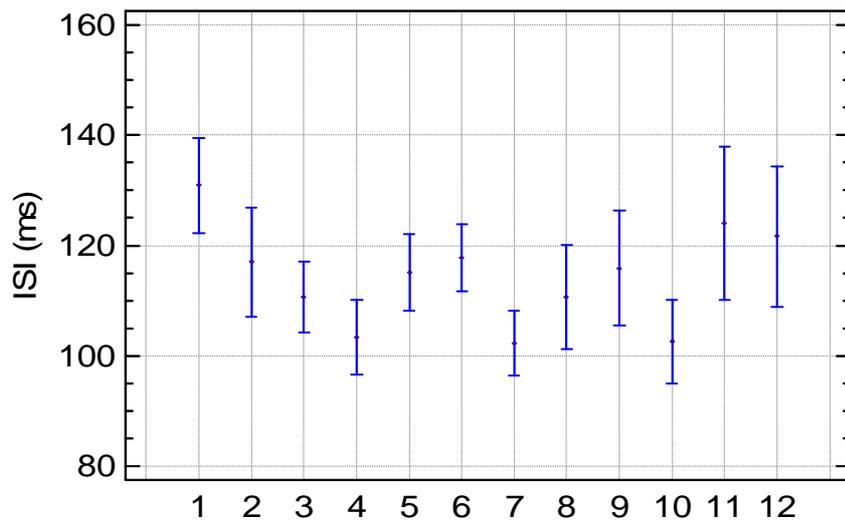
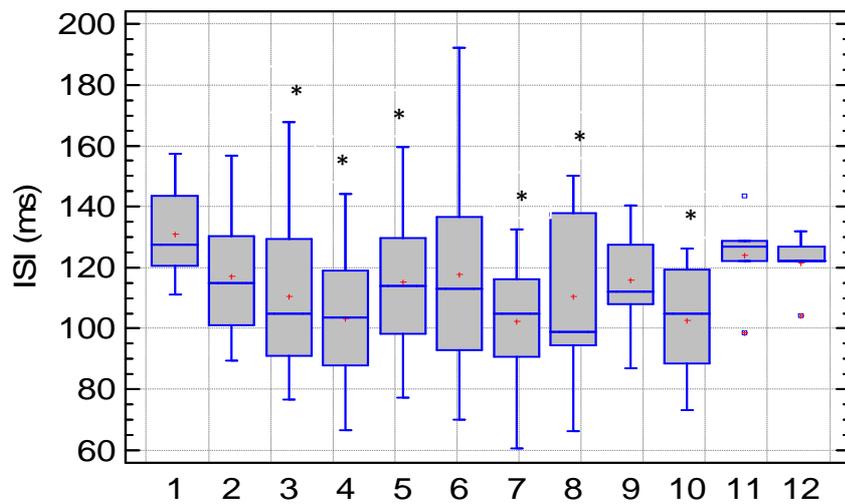


Рис. 4. Годовые колебания среднего межимпульсного интервала двигательных единиц человека в течение двух лет наблюдения (2008-2009, 2008 - 2010 гг.)

Примечание: 1 – 12: январь – декабрь. * - $p < 0.05$ по отношению к январю.

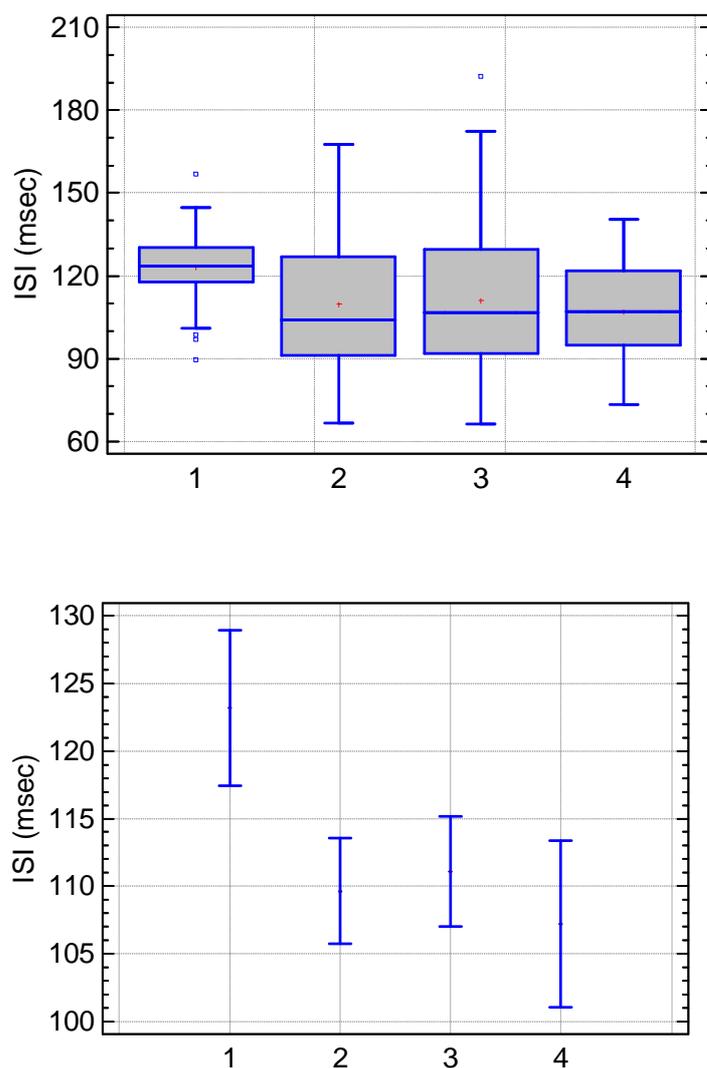


Рис. 5. Сезонные изменения среднего межимпульсного интервала (ISI) двигательных единиц человека в течение 2008-2010 гг.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,083$, критерий Крускал-Уоллиса). 1 – зима, 4 – осень.

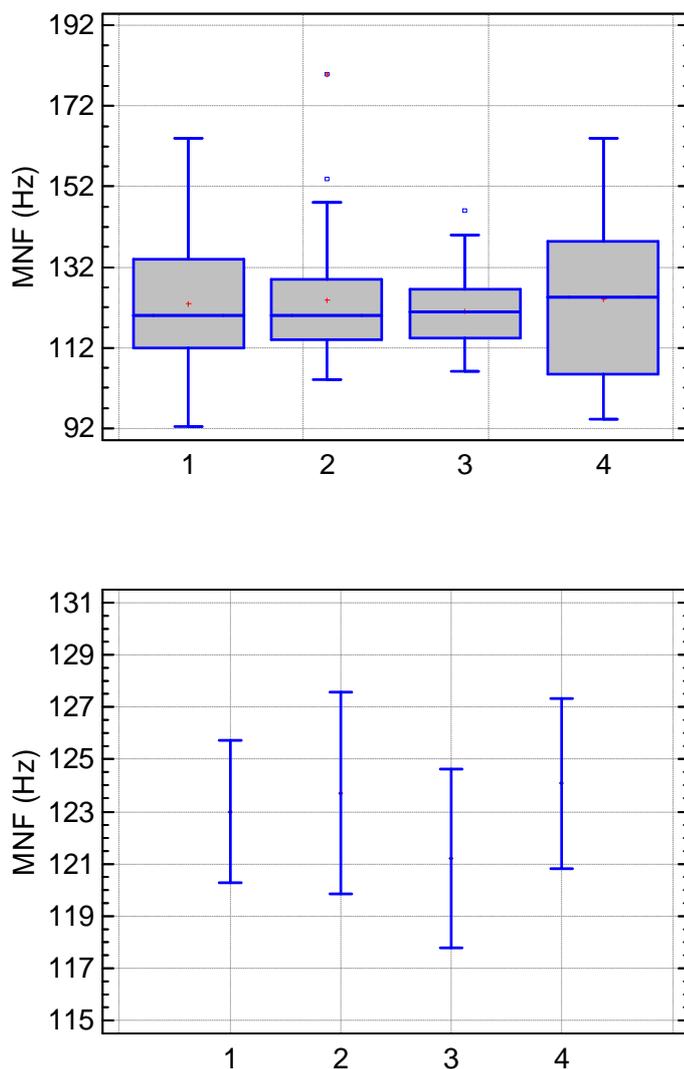


Рис. 6. Средняя частота спектра по сезонам года.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,845$, критерий Крускал-Уоллиса). 1 – зима, 4 – осень.

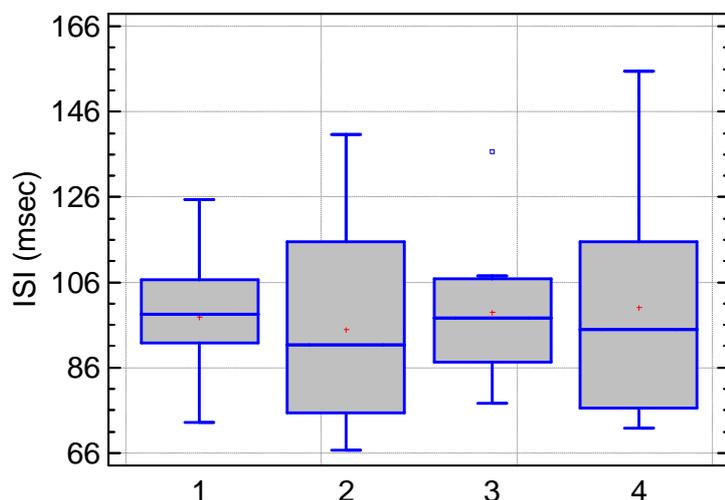
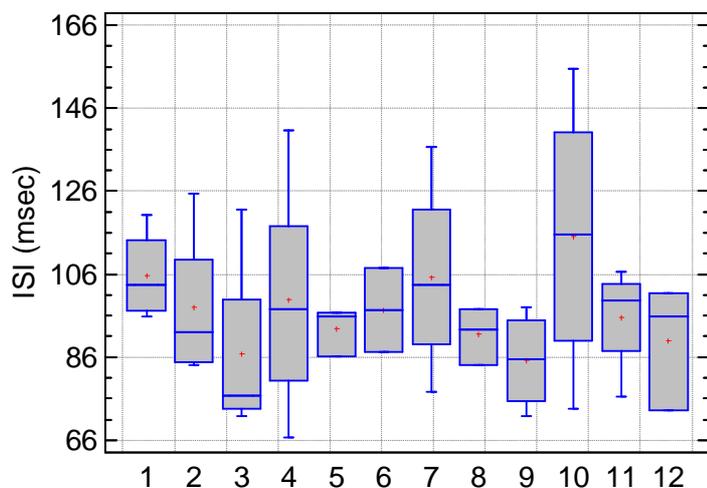


Рис. 7. Средний межимпульсный интервал ДЕ (ISI) одного испытуемого в течение года по месяцам и в течение четырех сезонов года

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95% $P=0,720$, критерий Крускал-Уоллис, 1 – февраль 2010 г., 12 – январь 2011 г.) по месяцам, нижняя панель – по сезонам года ($P=0,826$, 1 – зима, 4 – осень).

3.2. Мониторинг параметров интерференционной электромиограммы в течение года.

Линейные параметры иЭМГ (средняя амплитуда и средняя частота спектра) не изменялись в течение года (табл. 2). Нелинейные параметры (фрактальная размерность, корреляционная размерность и корреляционная энтропия) также не претерпевали статистически значимых изменений по месяцам в течение года (табл. 2), однако при группировании данных по сезонам (зима – весна – лето – осень) выявлено уменьшение значений названных переменных в весенний сезон года (рис. 8, 9, 10), статистически значимое для корреляционной размерности ($p=0,027$) и корреляционной энтропии ($p=0,025$).

При обследовании одного испытуемого обнаружено, что в летние месяцы средняя амплитуда иЭМГ была меньше, чем зимой (табл. 3). Средняя частота спектра (MNF) изменялась в течение года более значимо. Так, в конце лета – начале осени средняя частота достигала наибольших значений – до 180 Гц, наименьшие значения – до 115 Гц были характерны для весеннего сезона (табл. 3). На рисунке 11 представлен график изменения значений MNF в течение четырех сезонов. Очевидно, что наибольший перепад значений MNF приходится на время перехода от зимы к весне и от весны к летним месяцам.

Нелинейные параметры иЭМГ у данного испытуемого изменялись похожим образом. В таблице 4 представлены данные о ежемесячном изменении нелинейных параметров. Видно, что у данного испытуемого основное изменение нелинейных параметров заключалось в снижении их весной и увеличении их значений летом, что в целом отражает изменение нелинейных иЭМГ параметров в основной группе испытуемых.

На рисунках 12, 13, 14 показана динамика фрактальной размерности, корреляционной размерности и корреляционной энтропии в течение года по сезонам. Наибольшее и статистически достоверное изменение наблюдалось также при переходе от весенних месяцев к летним месяцам. Наиболее статистически значимые различия были характерны для корреляционной

размерности (рис. 14). В целом, все нелинейные параметры имели тенденцию снижаться весной и статистически значимо увеличиваться летом.

Таким образом, для всей группы испытуемых в 2008-2009 гг. и одного отдельного испытуемого в 2010 г. наибольшие смещения значений электромиографических параметров в течение года были характерны для времени перехода от зимних месяцев к весенним и от весенних месяцев к летним. Это выражалось в конкордантном изменении средней частоты иЭМГ, фрактальной размерности и, особенно, корреляционной размерности и, в меньшей степени, корреляционной энтропии.

Таблица 2.

Электромиографические показатели в течение года, по месяцам (2008-2010 гг.)

Месяц	MNF (Гц)	D	D _c	K ₂
Январь	-	1,749± 0,031	4,162±0,29	5,569±3,14
Февраль	131,42±16,35	1,771±0,033	4,438±0,41	4,295±0,85
Март	121,67±13,54	1,748±0,045	4,419±0,29	4,394±1,53
Апрель	118,15±8,37	1,749±0,035	4,157±0,24*	3,991±0,27
Май	133,5±20,13	1,743±0,028	4,247±0,39	4,791±2,30
Июнь	121,0±5,77	1,765±0,040	4,253±0,22	3,976±0,27
Июль	119,13±7,18	1,759±0,057	4,323±0,36	5,902±3,02
Август	122,44±12,83	1,745±0,050	4,285±0,42	5,089±2,38
Сентябрь	129,54±22,57	1,779±0,032*	4,343±0,47	5,714±2,85
Октябрь	117,52±14,98	1,755±0,058	4,260±0,35	5,626±2,56
Ноябрь	126,0±8,21	1,761±0,031	4,318±0,35	4,297±1,92
Декабрь	121,67±14,53	1,739±0,057	4,335±0,30	5,018±2,67
Все месяцы	123,33±15,26	1,756±0,046	4,335±0,08	4,882±2,24
P (W-критерий)	0,150	0,157	0,07	0,07

Примечание: в строке «январь-MNF» среднее отсутствует, так как было недостаточно данных.

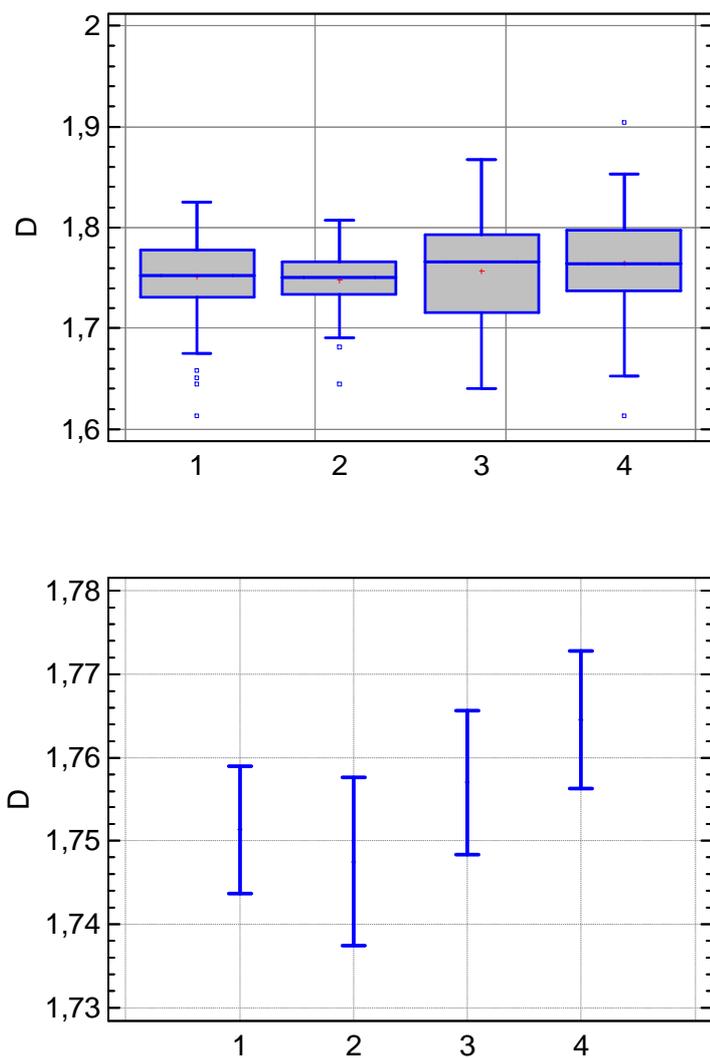


Рис. 8. Фрактальная размерность иЭМГ человека в течение года по сезонам.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,139$, критерий Крускал-Уоллиса). 1 – зима, 4 – осень.

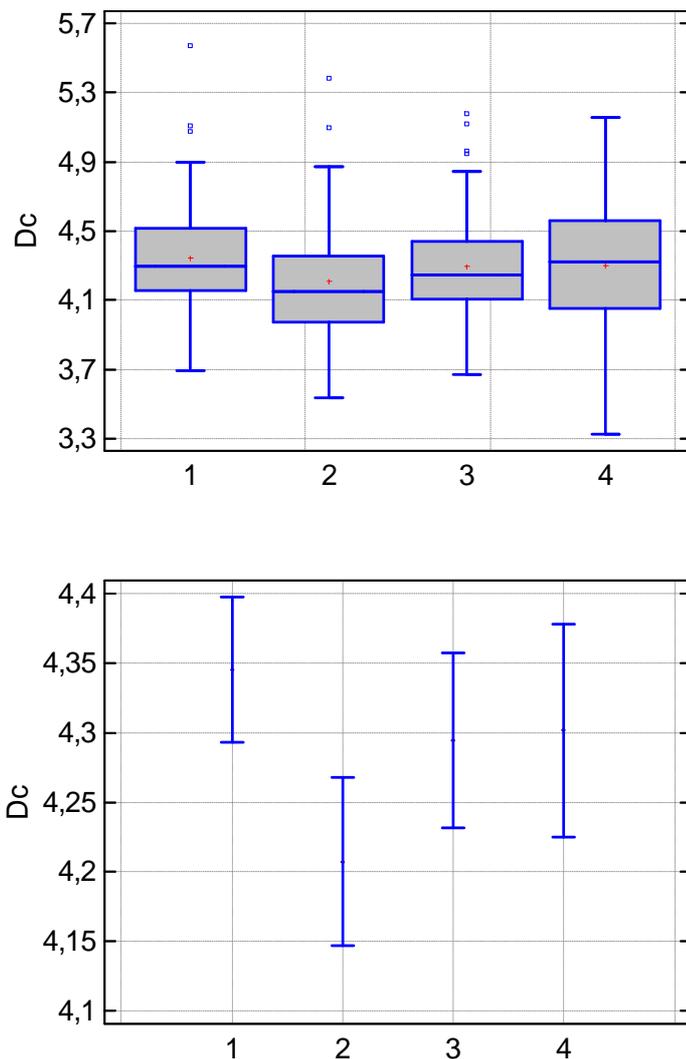


Рис. 9. Корреляционная размерность иЭМГ человека в течение четырех сезонов года.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,025$, критерий Крускал-Уоллиса). 1 – зима, 4 – осень.

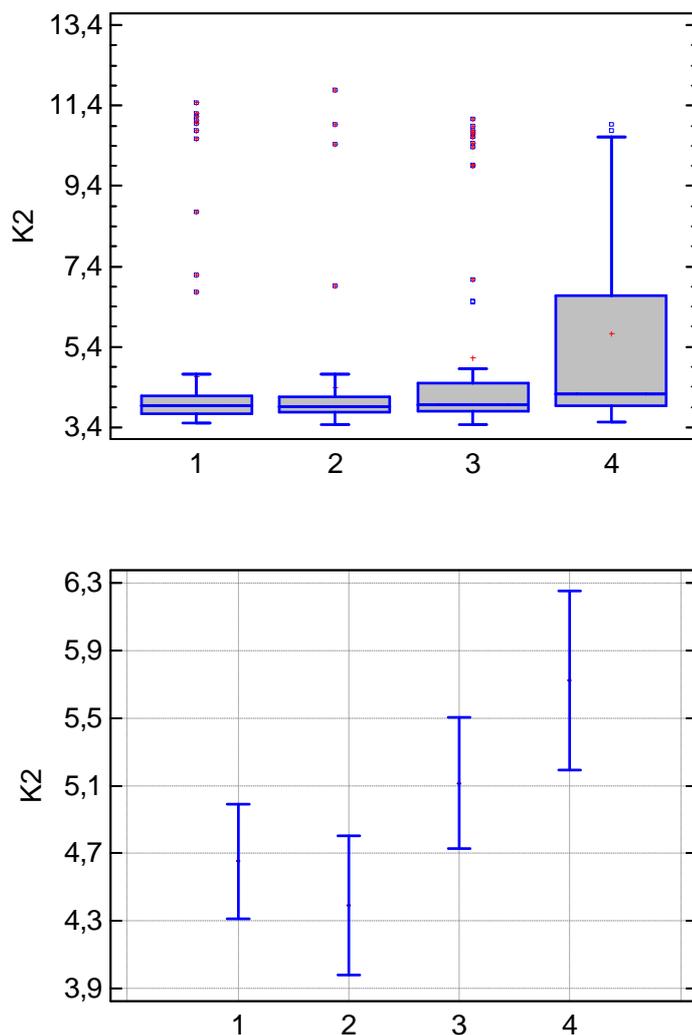


Рис. 10. Корреляционная энтропия иЭМГ человека в течение четырех сезонов года.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,027$, критерий Крускал-Уоллиса). 1 – зима, 4 – осень.

Таблица 3.

Линейные параметры интерференционной ЭМГ в течение 2010 года.

Месяц	Средняя амплитуда (мкВ)				Средняя частота спектра (MNF, Гц)
	0 кг	1 кг	2 кг	3 кг	
февраль 2010 г.	94,9	119	125	133	129,25±3,78
март 2010 г.	110	21,4	52,8	95,2	143,0±27,24
апрель 2010 г.	102	123	150	181	125,5±5,69
май 2010 г.	139	253	312	350	115,5±4,65
июнь 2010 г.	95,4	116	156	176	148,5±7,72
июль 2010 г.	44,5	115	124	132	138,75±2,22
август 2010 г.	5,71	28	45,3	54,1	180,0±15,45
сентябрь 2010 г.	6,08	16,5	74,5	128	169,25±11,95
октябрь 2010 г.	85,6	119	138	160	149,0±8,60
ноябрь 2010 г.	5,41	11,6	74,1	119	165,75±17,08
декабрь 2010 г.	84,9	127	149	180	169,5±12,34
январь 2011 г.	59,3	122	155	204	120,0±12,34

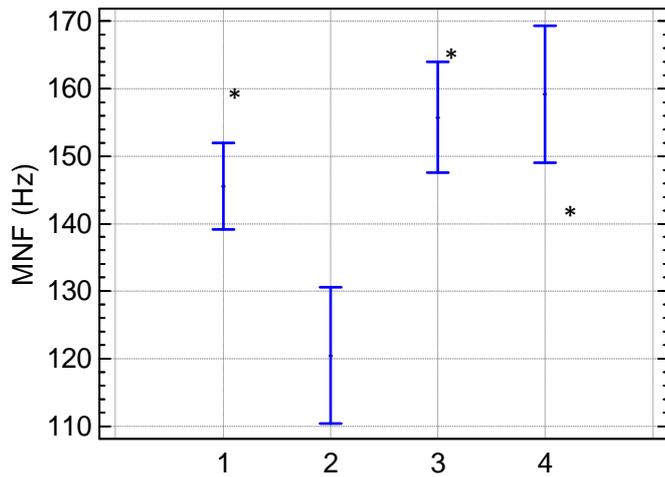
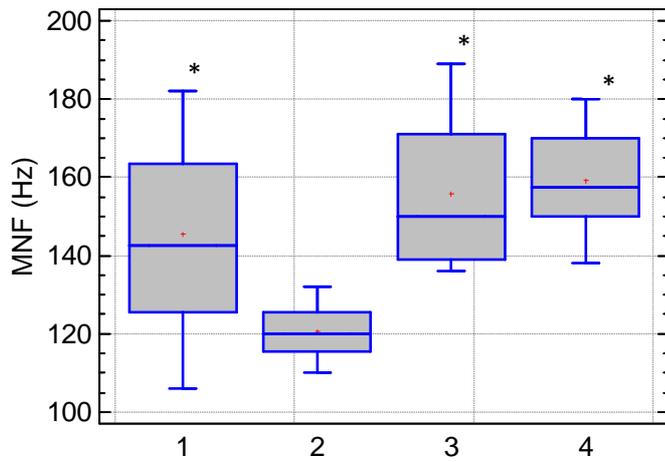


Рис. 11. Средняя частота спектра двуглавой мышцы плеча в течение года.

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,0001$, критерий Крускалл-Уоллиса). 1 – зима, 2 – весна, 3 – лето, 4 – осень.

Таблица 4.

Нелинейные параметры интерференционной ЭМГ в течение 2010 года.

Месяц	Фрактальная размерность	Корреляционная размерность	Корреляционная энтропия
февраль 2010 г.	$1,769 \pm 0,049$	$4,368 \pm 0,299$	$9,097 \pm 3,47$
март 2010 г.	$1,801 \pm 0,029$	$4,682 \pm 0,452$	$8,768 \pm 2,17$
апрель 2010 г.	$1,752 \pm 0,032$	$4,341 \pm 0,315$	$4,185 \pm 0,32$
май 2010 г.	$1,741 \pm 0,049$	$4,011 \pm 0,124$	$5,586 \pm 3,10$
июнь 2010 г.	$1,782 \pm 0,026$	$4,186 \pm 0,451$	$4,728 \pm 1,17$
июль 2010 г.	$1,797 \pm 0,059$	$4,772 \pm 0,240$	$7,347 \pm 3,30$
август 2010 г.	$1,787 \pm 0,016$	$5,418 \pm 0,353$	$7,280 \pm 3,53$
сентябрь 2010 г.	$1,792 \pm 0,020$	$4,969 \pm 0,159$	$7,695 \pm 3,42$
октябрь 2010 г.	$1,795 \pm 0,030$	$3,990 \pm 0,295$	$6,164 \pm 3,09$
ноябрь 2010 г.	$1,740 \pm 0,042$	$4,663 \pm 0,431$	$5,775 \pm 3,26$
декабрь 2010 г.	$1,759 \pm 0,042$	$4,450 \pm 0,180$	$5,665 \pm 3,40$
январь 2011 г.	$1,762 \pm 0,036$	$4,011 \pm 0,214$	$5,682 \pm 3,40$
февраль 2011 г.	$1,715 \pm 0,024$	$4,346 \pm 0,341$	$5,746 \pm 1,52$
P (W-критерий)	P=0,382	P=0,0007	P=0,133

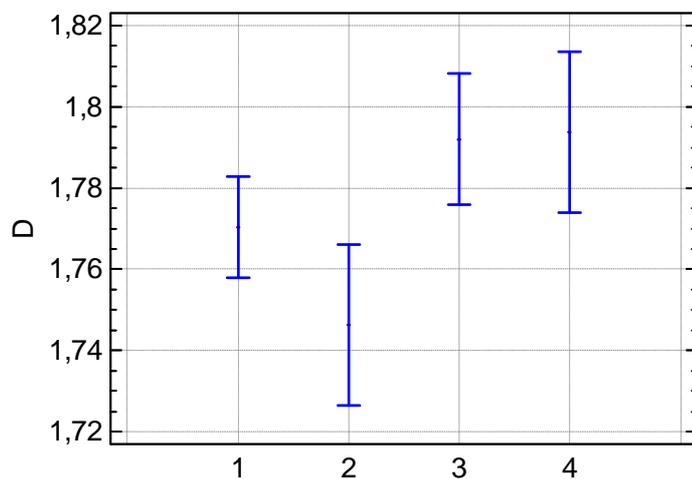
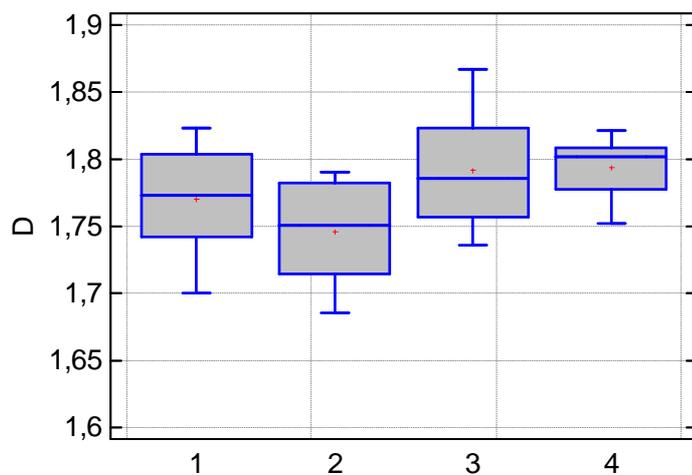


Рис. 12. Пример фрактальной размерности в разные сезоны года у одного из испытуемых.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,078$, критерий Крускал-Уоллиса, $P=0,046$, ANOVA). 1 – зима, 4 – осень.

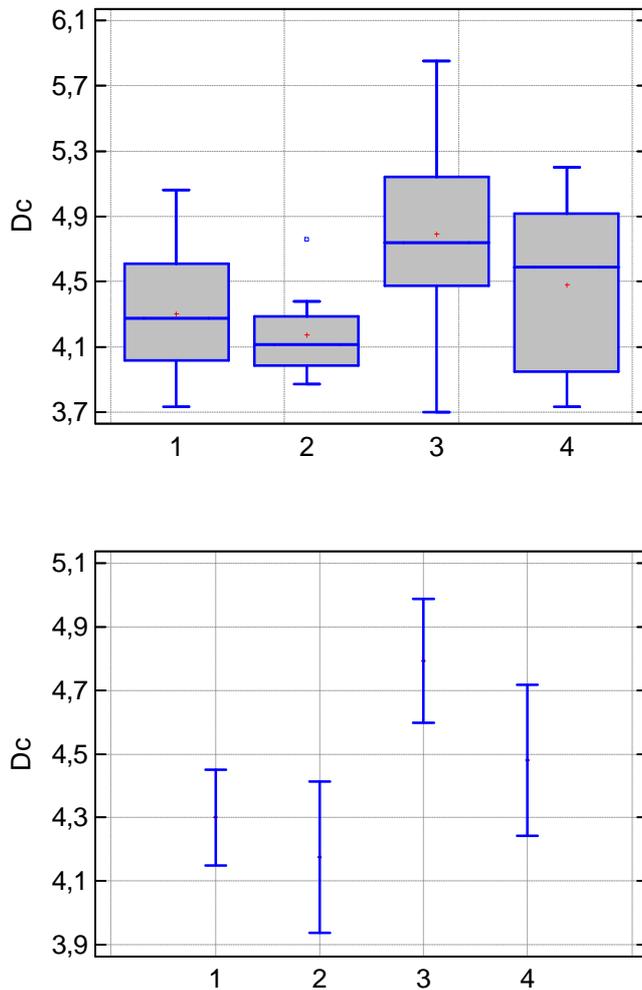


Рис. 13. Пример корреляционной размерности в разные сезоны года у одного из испытуемых.

Примечание: верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средие значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,0613$, критерий Крускалл-Уоллиса, $P=0,0193$, ANOVA). 1 – зима, 4 – осень.

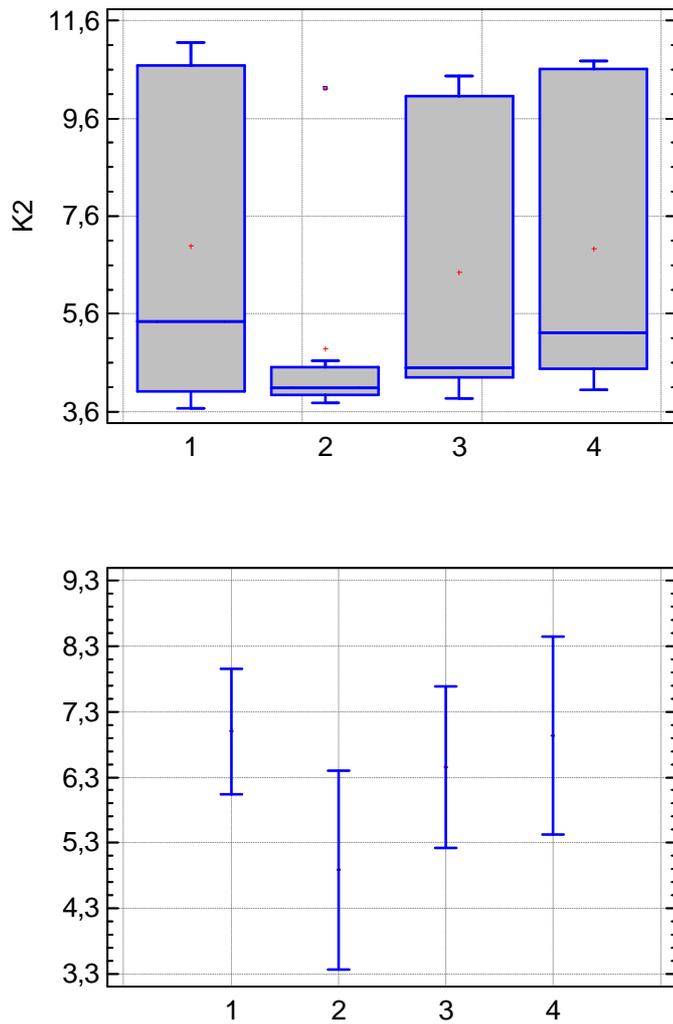


Рис. 14. Пример изменения корреляционной энтропии в разные сезоны года у одного из испытуемого.

Примечание: верхняя панель – средние значения и среднеквадратическое отклонение по месяцам ($P=0,325$, критерий Крускал-Уоллиса, 1 – февраль 2010 г., 2 – январь 2011 г.), нижняя панель – по сезонам ($P=0,235$, 1 – зима, 4 – осень).

ГЛАВА IV. Нейромышечный статус у любителей зимнего плавания

4.1. Нейромышечный статус у любителей зимнего плавания в течение года.

Значения параметров иЭМГ групп любителей зимнего плавания («моржей» осенью, М1Б и летом, М1А) до начала сезона зимнего плавания, в конце сезона («моржи» зимой, М2) и «не-моржей» (М0) приведены в табл. 5. Исследование параметров иЭМГ в группе М1А не включено в таблицу, так в сигнале иЭМГ была обнаружена сетевая наводка. Достоверные межгрупповые различия были характерны только для средней частоты иЭМГ и фрактальной размерности между группами «моржей» и «не-моржей». Средняя частота иЭМГ была меньше на 10-12 Гц, а фрактальная размерность D примерно на 0,01 больше в группе «не-моржей».

Группа «моржей» занималась зимним плаванием с декабря 2010 по апрель 2011 гг. В среднем, на момент исследования, занятия продолжались 3,5-4 месяца. Повторное исследование, проведенное в комнатных условиях (набережная Онежского озера г. Петрозаводска) на той же группе «моржей» (М1Б) в конце занятий зимним плаванием (М2, иммерсия в среднем 5 минут в неделю, всего 80-100 минут за сезон), показало, что параметры иЭМГ и параметры активности ДЕ практически не изменились (табл. 6). Таким образом, 4-месячные занятия зимним плаванием не оставили структурный след адаптации в двигательной системе «моржей».

В целом, значения параметров иЭМГ в течение года (осень и весна) не изменялись и мало отличались от таковых у «не-моржей».

При исследовании параметров импульсации ДЕ у «моржей» и «не-моржей» в течение года наблюдалась отчетливая тенденция к большему значению межимпульсного интервала ДЕ в группе «моржей» по сравнению с «не-моржами», что было характерно как для мужчин, так и для женщин. Как результат, частота импульсации ДЕ была в среднем на 0,5 имп/с больше в

группе «не-моржей». Однако, это различие не достигло уровня достоверности ($p=0,099$) (табл. 6). Частота импульсации ДЕ у мужчин была больше на 0,5-1,0 имп/с в обеих группах, по сравнению с женщинами.

Аналогично, исследование активности ДЕ в конце лета 2012 г. у моржей (состояние M1A) показало, что значимых различий между активностью ДЕ летом (M1A) и осенью (M1Б) и зимой (M 2) нет, хотя слабая и статистически незначимая тенденция к увеличению летом средней частоты импульсации ДЕ на 0,2-0,3 имп/сек все-таки имела место (критерий Манна Уитни, $p=0,134$). Таким образом, характеристики импульсации ДЕ были очень близки в группах «не-моржей» (M 0) и «моржей» в конце лета (M1A).

Характерной особенностью группы «не-моржей» (M0) было то, что внутри этой группы проявилось статистически значимое влияние возраста. Это проявилось в достоверной корреляции между возрастом и средним межимпульсным интервалом ДЕ ($R=0,324$, $p=0,034$), и фрактальной размерностью иЭМГ ($R=0,326$, $p=0,014$) (рис. 15 и 16). В группе «моржей» корреляции между возрастом и параметрами иЭМГ не обнаружено.

Данные о параметрах иЭМГ икроножной мышцы представлены в таблице 7. В целом, для этой мышцы была характерна тенденция к увеличению фрактальной размерности (на 0,02) в группе «моржей», что, однако, не было достоверным. В целом, можно считать, что две группы – любители зимнего плавания и «не-моржи» практически не различались между собой на уровне нейромышечного статуса.

Для группы «моржей» характерной особенностью было наличие корреляции между стажем занятий зимним плаванием и параметрами иЭМГ (рис. 17). В частности, между стажем и фрактальной размерностью и средней частотой иЭМГ обнаружена достоверная отрицательная связь, а между стажем и корреляционной размерностью – положительная связь.

Таблица 5.

Параметры суммарной ЭМГ двуглавой мышцы плеча в группах «моржей» и «не-моржей».

Параметр иЭМГ	Группа М1Б («моржи осенью»)	Группа М0 («не-моржи»)	Группа М2 («моржи зимой»)
Средняя амплитуда иЭМГ (мкВ)			
без нагрузки	90,05±38,76	76,98±37,05	65,92±38,90
1 кг	121,58±33,38	112,81±30,10	97,26±49,21
2 кг	131,64±40,64	127,51±35,58	126,61±56,05
3 кг	152,31±35,11	151,11±40,84	142,63±55,14
Средняя частота иЭМГ (Гц)	135,90±14,33	127,81±18,25 *	134,96±25,13
Фрактальная размерность (D)	1,7512±0,041	1,7629±0,046 *	1,7511±0,038
Корреляционная размерность (D_c)	4,380±0,366	4,253±0,336	4,464±0,570
Корреляционная энтропия (K_2)	5,921±2,906	5,397±2,72	4,752±1,63

Примечание: * - $p < 0,05$ между группами М1 и М0.

Таблица 6.

Параметры импульсации двигательных единиц в группах «моржей» и «не-моржей».

Параметр ЭМГ	Группа М1А («моржи летом»)	Группа М1Б («моржи осенью»)	Группа М0 («не-моржи»)	Группа М2 («моржи зимой»)
Средний межимпульсный интервал ДЕ (мсек)				
вся группа	106,12±24,73 (n=20)	111,37±18,13 (n=39)	106,88±21,75 (n=43)	113,06±30,37 (n=35)
< 60 лет	111,78 ±17,67 (n=14)	106,86±16,00 (n=27)	103,38±20,61 (n=36)	113,46±27,29 (n=24)
> 60 лет	97,85 ±10,41 (n=6)	121,52±19,20 (n=12)	131,68±23,34 (n=8)	112,17±37,69 (n=11)
мужчины	111,01 ±19,39 (n=12)	108,02±17,54 (n=20)	101,25±24,78 (n=17)	117,44±26,62 (n=20)
женщины	100,77 ±9,36 (n=8)	114,89±18,54 (n=19)	110,56±19,33 (n=26)	107,21±34,84 (n=15)
Средняя частота (имп/сек)				
вся группа	9,76±1,95 (n=20)	9,25±1,59 (n=39)	9,75±1,99 (n=43)	9,46±2,52 (n=35)
< 60 лет	9,47±1,40 (n=14)	9,58±1,56 (n=27)	10,04±1,99 (n=36)	9,31±2,30 (n=24)
> 60 лет	10,31±1,12 (n=6)	8,53±1,45 (n=12)	7,89±1,46 (n=8)	9,80±3,04 (n=11)
мужчины	9,58±1,52 (n=12)	9,52±1,72 (n=20)	10,43±2,47 (n=17)	8,90±1,85 (n=20)
женщины	10,03±0,94 (n=8)	8,98±1,44 (n=19)	9,31±1,50 (n=26)	10,21±3,12 (n=15)

Примечание: Различий между группами М1А, М1Б и М0 нет.

Таблица 7.

Параметры суммарной ЭМГ икроножной мышцы в группах «моржей» и «не-моржей».

Параметр ЭМГ	Группа М1Б («моржи»)	Группа М0 («не-моржи»)
Средняя амплитуда иЭМГ (мкВ)		
стоя на носочках	175,65±50,88	147,00±56,29
Средняя частота иЭМГ (Гц)	201,62±39,43	216,000±42,12
Фрактальная размерность (D)	1,7664±0,038	1,7960±0,0208 (p=0.079)
Корреляционная размерность (D_c)	4,852±0,602	4,665±0,483
Корреляционная энтропия (K_2)	7,124±2,871	8,637±2,646

Примечание: * - $p < 0,05$ между группами М1Б и М0.

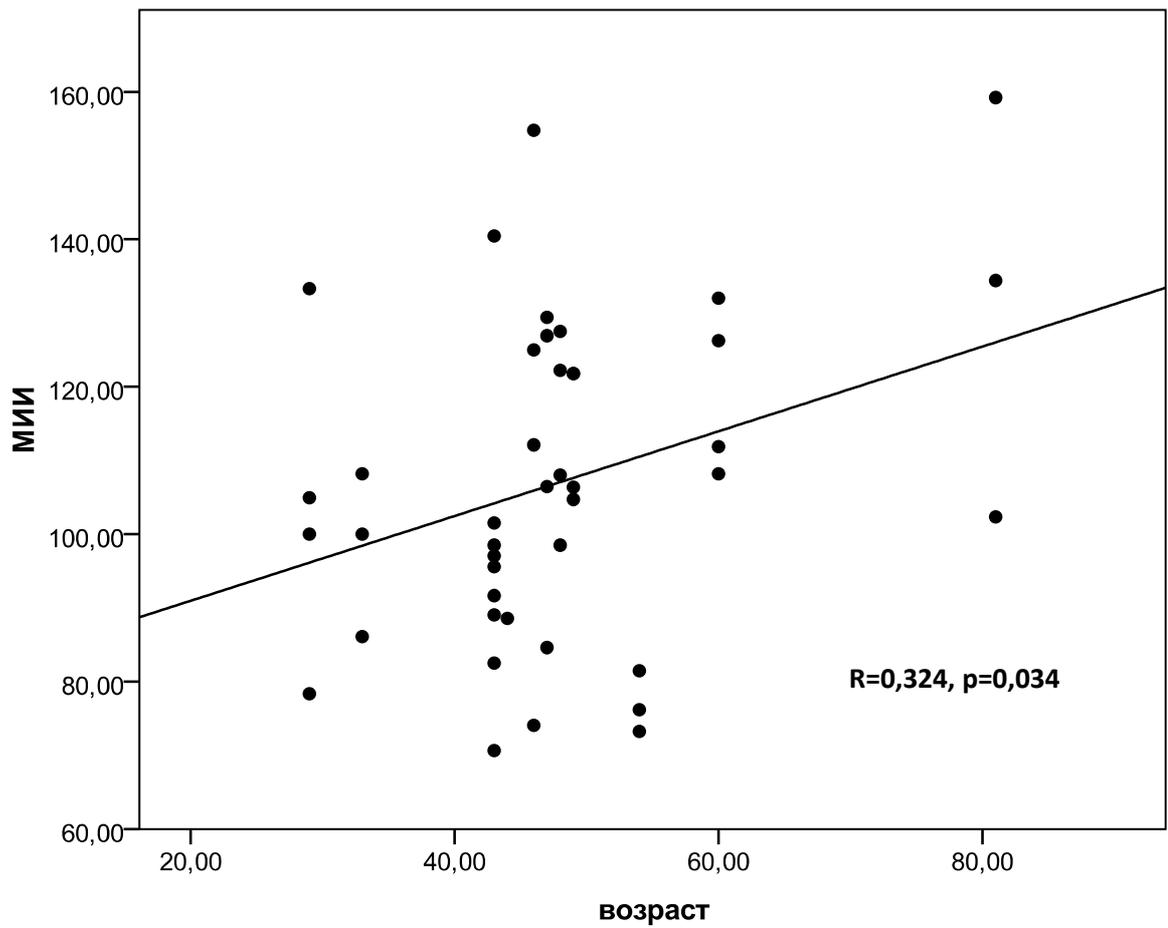


Рис. 15. Зависимость межимпульсных интервалов (МИИ, мс) двигательных единиц двуглавой мышцы плеча от возраста (годы) в группе М0 («не-моржи»).

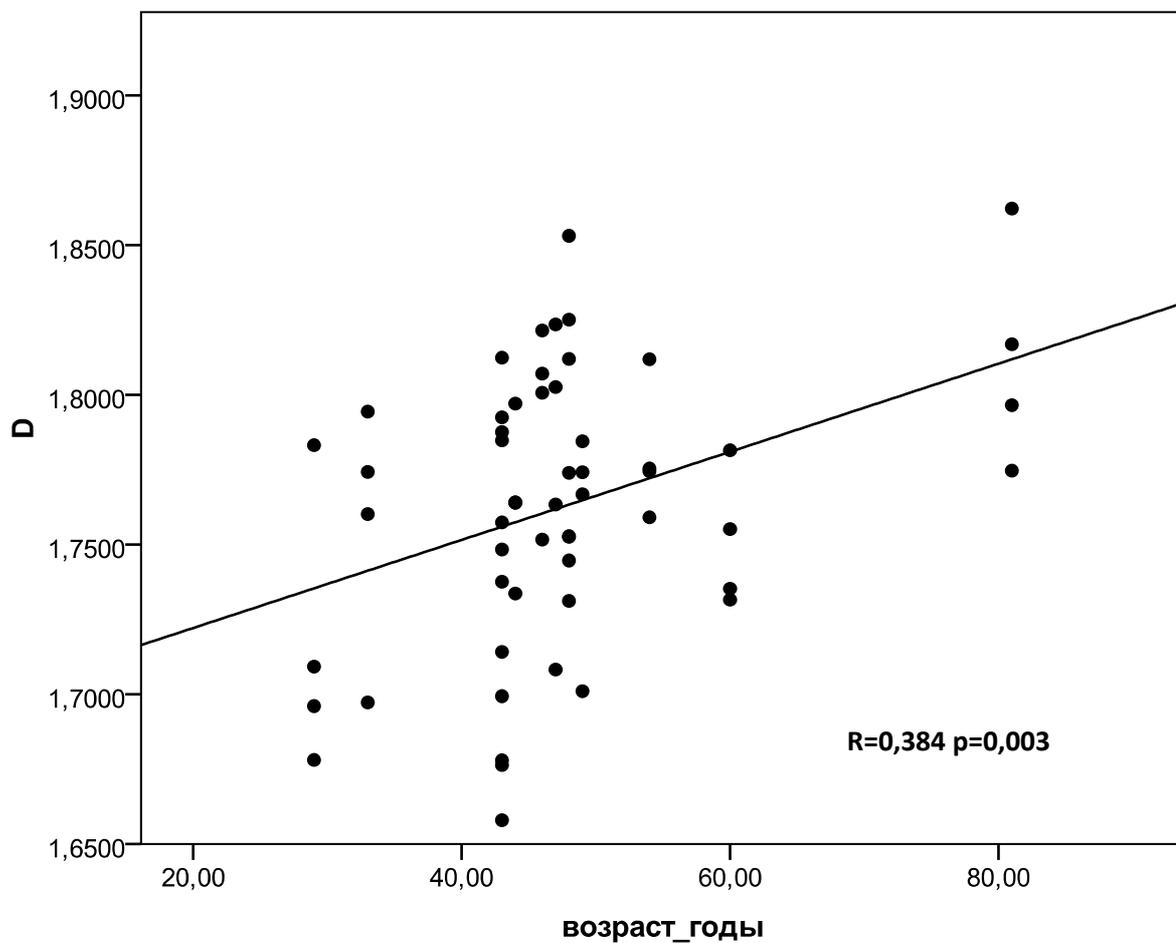


Рис. 16. Зависимость величины фрактальной размерности иЭМГ двуглавой мышцы плеча (D) от возраста в группе M0 («не-моржи»).

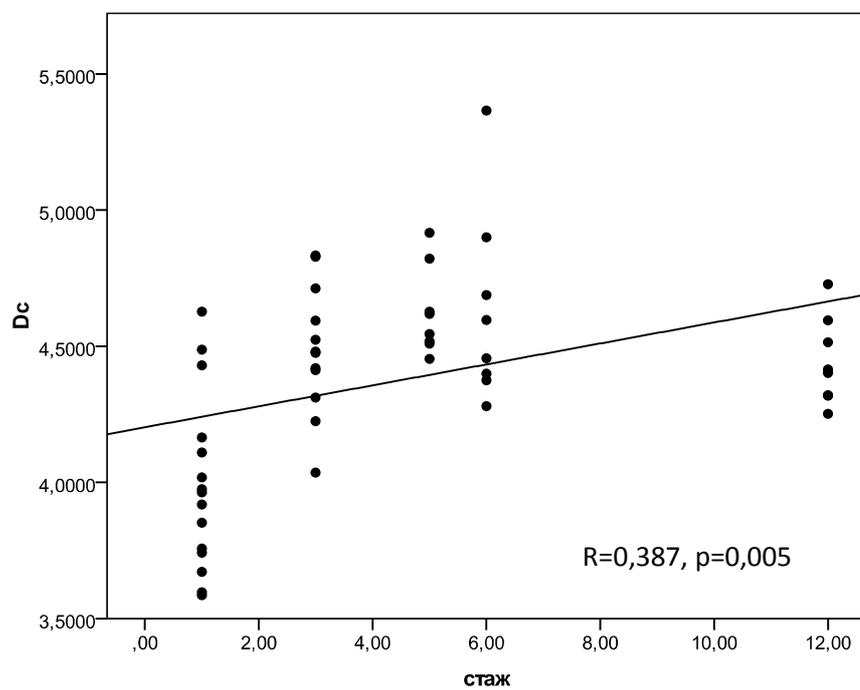
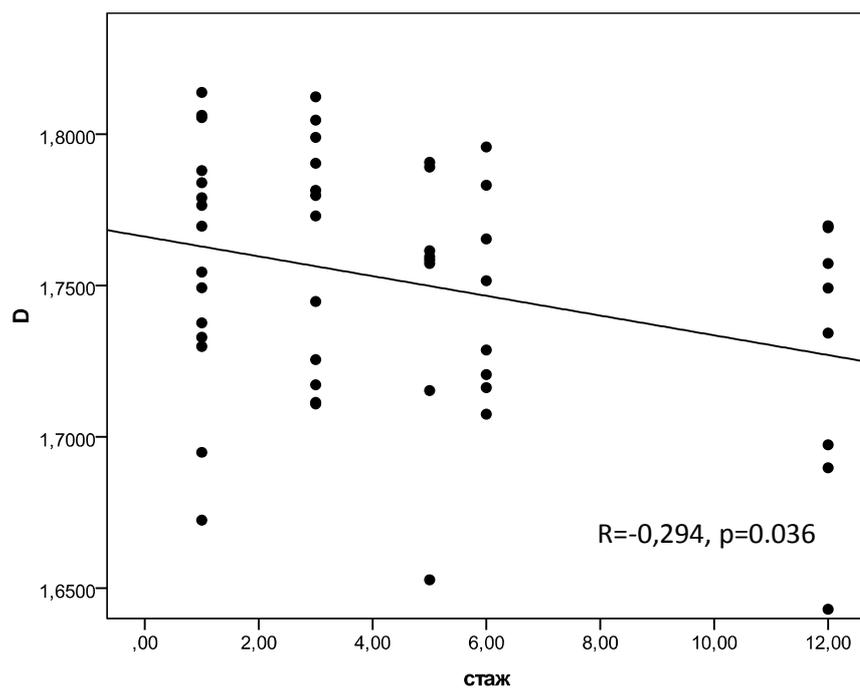


Рис. 17. Зависимость между стажем (годы) занятий зимним плаванием и фрактальной размерностью (D) и корреляционной размерностью (Dc) интерференционной ЭМГ.

4.2. Влияние острой холодной иммерсии на параметры электромиограммы.

В тот же день, когда производилось измерение параметров ЭМГ после 4 месяцев занятий зимним плаванием, спустя несколько минут после первого исследования, «моржи» подвергались запланированной холодной иммерсии. Сразу после 60-80 секундного погружения в ледяную воду (состояние М3) СВТК снижалась с $30,9 \pm 2,1$ до $14,6 \pm 1,5^\circ\text{C}$.

После погружения частота импульсации ДЕ снижалась в среднем с 9,5 до 8 имп/с как у мужчин, так и у женщин. Таким образом, снижение частоты ДЕ трехглавой мышцы плеча составило в среднем 1,5 имп/сек, то есть на 15%. Соответственно, межимпульсный интервал увеличивался в среднем во всей группе на 15 мс (со 113 до 128 мс), то есть на 9%. У женщин снижение частоты импульсации было более заметным – на 2,5 имп/с (на 22%), возможно, это было связано с тем, что исходная частота импульсации ДЕ до погружения в холодную воду у них была на 1 имп/с больше (табл. 8).

Примеры импульсной активности ДЕ трехглавой мышцы плеча до и после иммерсии в ледяной воде представлены на рисунках 18 и 19. На рис. 20 и 21 представлены сравнительные данные об изменении параметров импульсации ДЕ и параметров иЭМГ по всем исследованным группам.

Линейные параметры иЭМГ двуглавой мышцы плеча (средняя амплитуда и средняя частота) не изменились после иммерсии в холодной воде (табл. 9). Все нелинейные параметры иЭМГ после холодной иммерсии статистически значимо снизились (табл. 9), что можно считать специфическим влиянием острого охлаждения организма. Записи иЭМГ до и после погружения в ледяную воду представлены на рисунке 22. На рисунках 23, 24, 25 и 26 приведены суммарные данные о значениях нелинейных параметров в течение всего исследования (в течение года и после иммерсии в холодной воде).

Параметры иЭМГ икроножной мышцы до и после иммерсии в холодной воде представлены в таблице 10. Установлено, что линейные параметры не

изменились, а для нелинейных параметров существует тенденция к снижению после иммерсии в холодной воде, как и для двуглавой мышцы плеча. Однако, эта тенденция не достигла уровня статистической значимости.

Таблица 8.

Параметры импульсации двигательных единиц в группе «моржей» до (М2) и после (М3) погружения в холодную воду в конце сезона зимнего плавания.

Параметр ЭМГ	Группа М2	Группа М3
Средний межимпульсный интервал ДЕ (мс±SD)		
вся группа	113,06±30,37 (n=35)	128,69±22,26 * (n=28)
< 60 лет	113,46±27,29 (n=24)	127,05±23,37 (n=19)
> 60 лет	112,17±37,69 (n=11)	132,18±20,59 (n=9)
мужчины	117,44±26,62 (n=20)	129,66±25,72 (n=13)
женщины	107,21±34,84 (n=15)	127,85±19,67 (n=15)
Средняя частота (имп/с)		
вся группа	9,46±2,52 (n=35)	7,99±1,35 ** (n=28)
< 60 лет	9,31±2,30 (n=24)	8,11±1,40 (n=19)
> 60 лет	9,80±3,04 (n=11)	7,74±1,29 (n=9)
мужчины	8,90±1,85 (n=20)	7,98±1,51 (n=13)
женщины	10,21±3,12 (n=15)	7,99±1,29 (n=15)

Примечание: * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$ между группами М2 и М3.

Таблица 9.

Параметры суммарной ЭМГ в группе «моржей» до (М2) и после (М3) погружения в холодную воду в конце сезона зимнего плавания.

Параметр ЭМГ	Группа М2	Группа М3
Средняя амплитуда иЭМГ (мкВ)		
без нагрузки	65,92±38,90	74,59±41,43
1 кг	97,26±49,21	99,81±44,50
2 кг	126,61±56,05	130,07±57,79
3 кг	142,63±55,14	144,00±54,16
Средняя частота иЭМГ(Гц)	134,96±25,13	132,46±24,09
Фрактальная размерность (D)	1,7511±0,038	1,7412±0,059 *
Корреляционная размерность (D_c)	4,464±0,570	4,355±0,436 *
Корреляционная энтропия (K₂)	4,752±1,63	4,610±1,746 *

Примечание: * - $p < 0,05$; между группами М2 и М3.

Таблица 10.

Параметры суммарной ЭМГ икроножной мышцы в группе «моржей» до (М2) и после погружения в холодную воду (М3).

Параметр ЭМГ	Группа «моржей»	
	До погружения (М2)	После погружения (М3)
Средняя амплитуда иЭМГ (мкВ, стоя на носочках)	157,23±48,24	151,93±42,67
Средняя частота иЭМГ (Гц)	188,3846±29,047	190,23±28,53
Фрактальная размерность (<i>D</i>)	1,7787±0,507	1,7752±0,029
Корреляционная размерность (<i>D_c</i>)	5,1048±0,909	4,930±0,640
Корреляционная энтропия (<i>K₂</i>)	6,2197±2,63	5,065±0,649

Примечание: достоверных отличий между группами М2 и М3 не обнаружено.

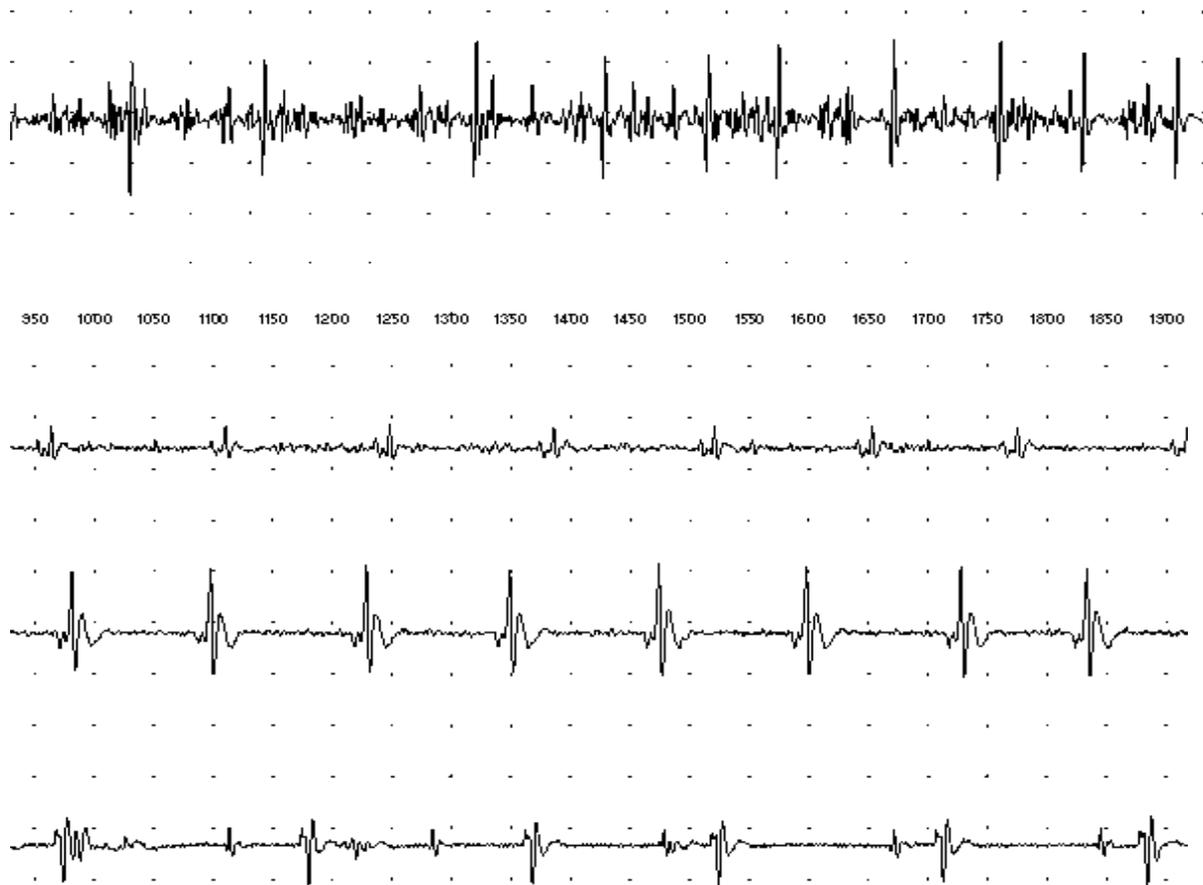


Рис. 18. Примеры импульсной активности двигательных единиц трехглавой мышцы плеча мужчины-любителя зимнего плавания до (верхняя запись) и после (три нижние записи) погружения в холодную воду.

Примечание: калибровка времени 50 мс, амплитуды 50 мкВ.

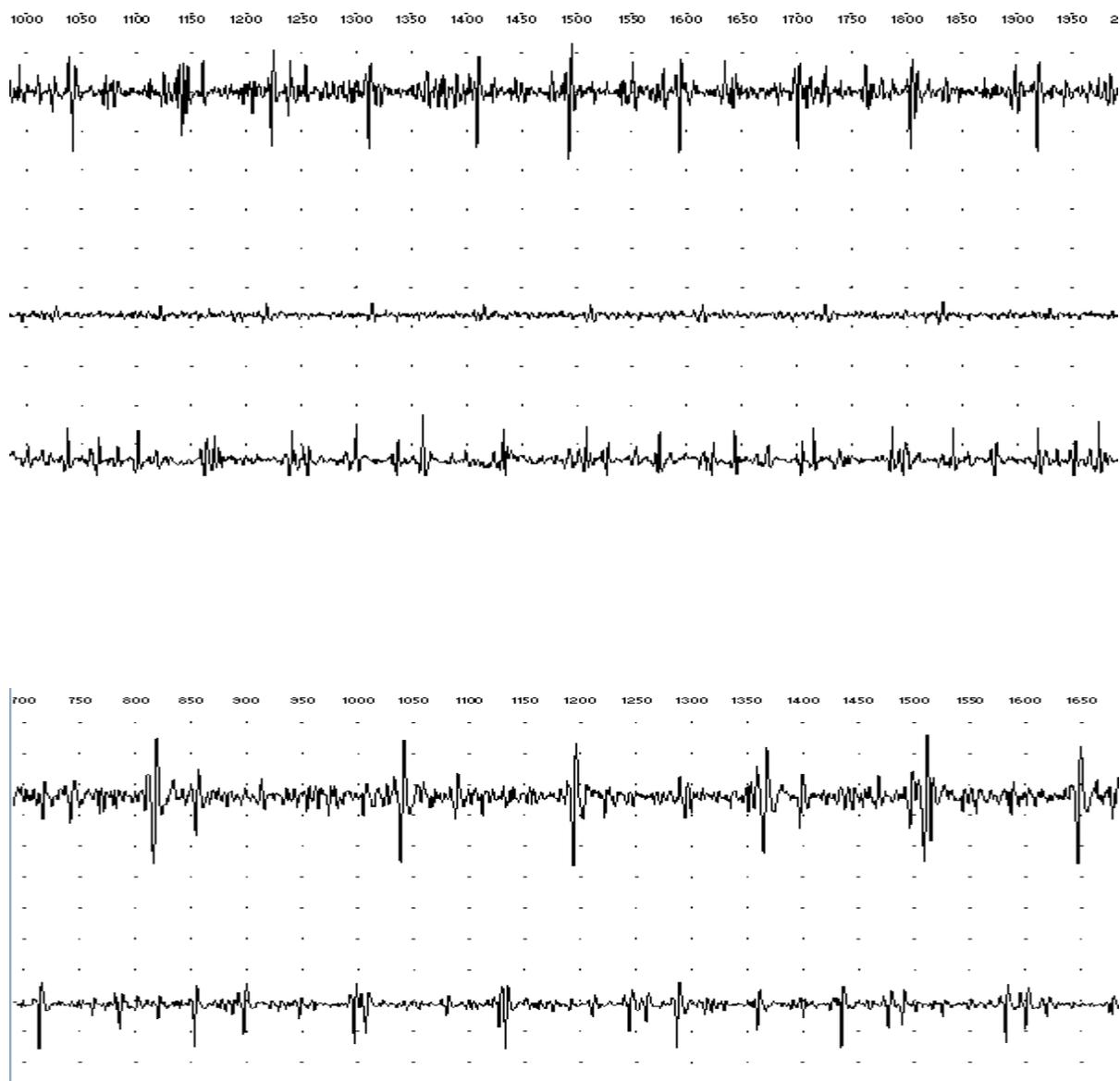


Рис. 19. Примеры импульсной активности двигательных единиц трехглавой мышцы плеча женщины - любительницы зимнего плавания до (три верхние записи) и после (две нижние записи) погружения в холодную воду.

Примечание: калибровка времени 50 мс, амплитуды 50 мкВ.

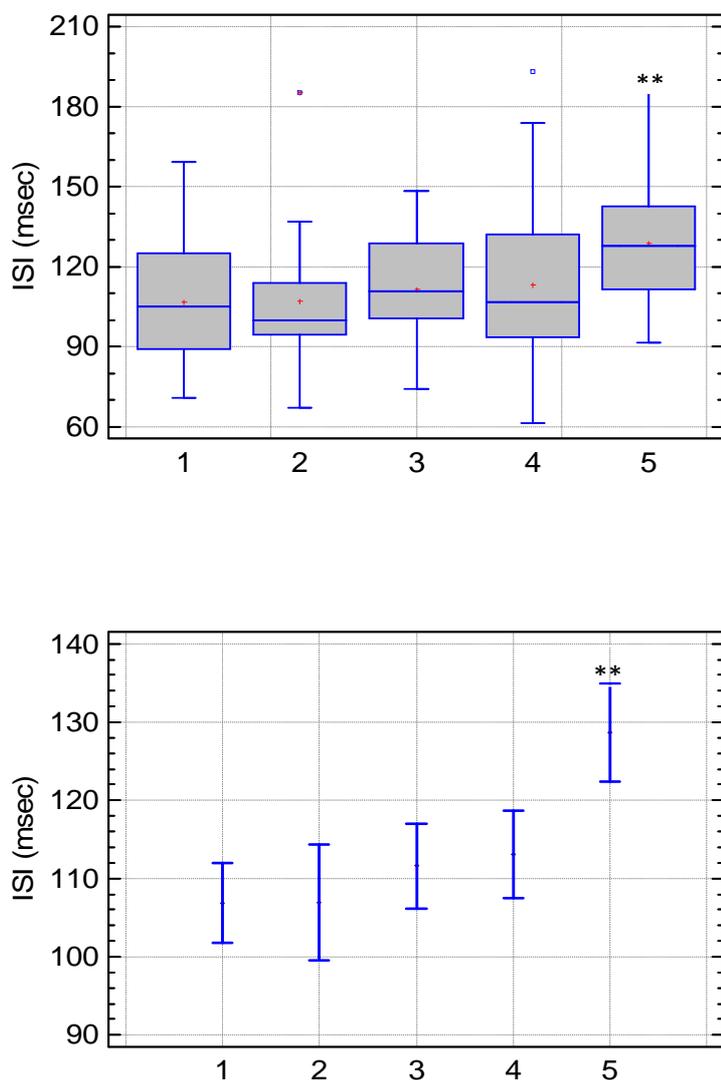


Рис. 20. Средний межимпульсный интервал импульсации двигательных единиц (ISI, ms) в исследованных группах.

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средние значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,0017$, критерий Крускал-Уоллиса). 1 – M0, 2 – M1А, 3 – M1Б, 4 – M2, 5 – M3.

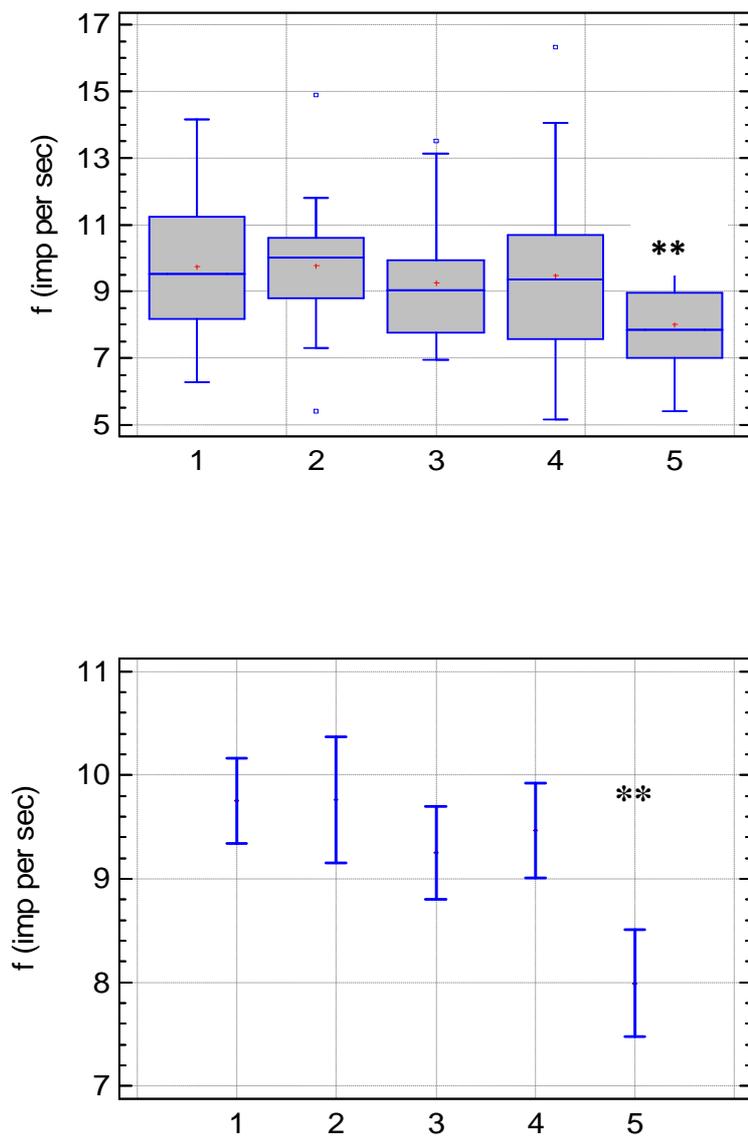


Рис. 21. Средняя частота импульсации (имп/с) двигательных единиц в четырех исследованных состояниях группы моржей и группы не-моржей.

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средние значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,0015$, критерий Крускал-Уоллис).

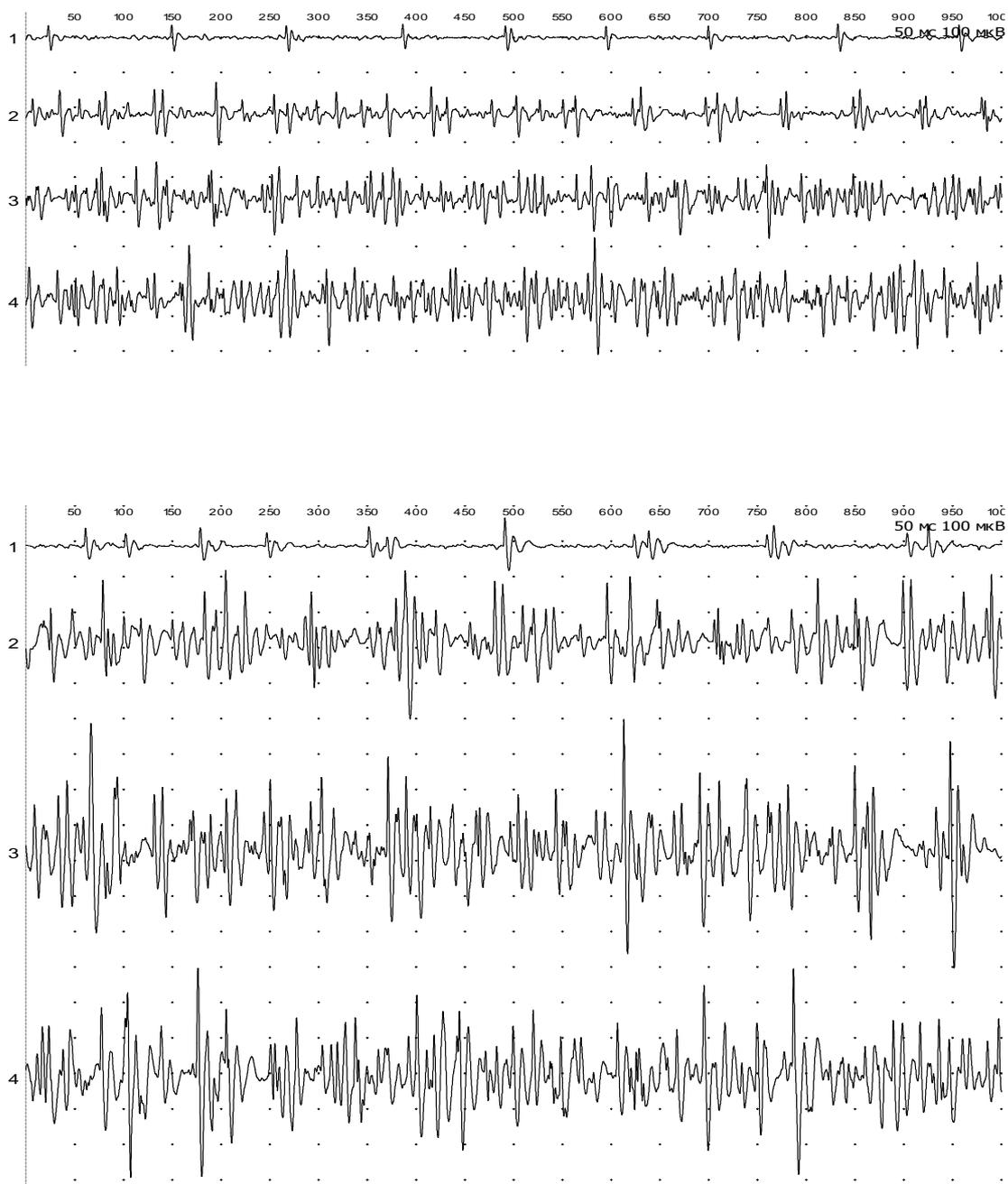


Рис. 22. Примеры записи интерференционной ЭМГ до (верхние записи) и после (нижние записи) погружения в холодную воду.

Примечание: калибровка времени 50 мс, амплитуды 50 мкВ. Частота импульсации ДЕ (запись 1) до погружения 9 имп/сек, после погружения 7 имп/сек. D, Dc, K2.

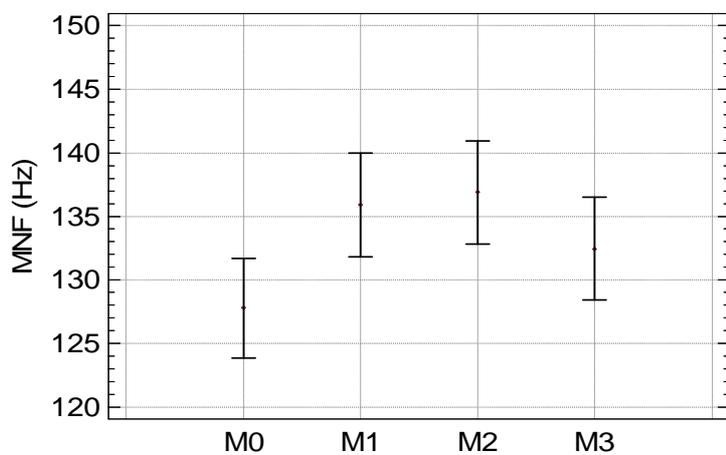
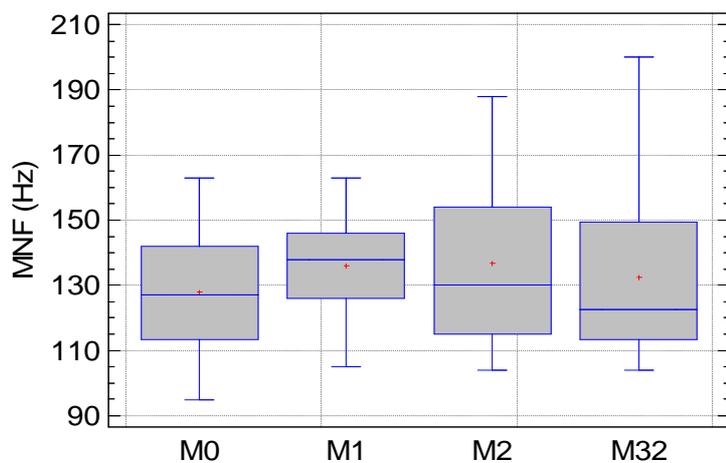


Рис. 23. Средняя частота спектра (MNF, Hz) в исследованных группах. *Примечание:* Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах), нижняя панель – средие значения и среднеквадрати-ческое отклонение. Статистически достоверных различий нет.

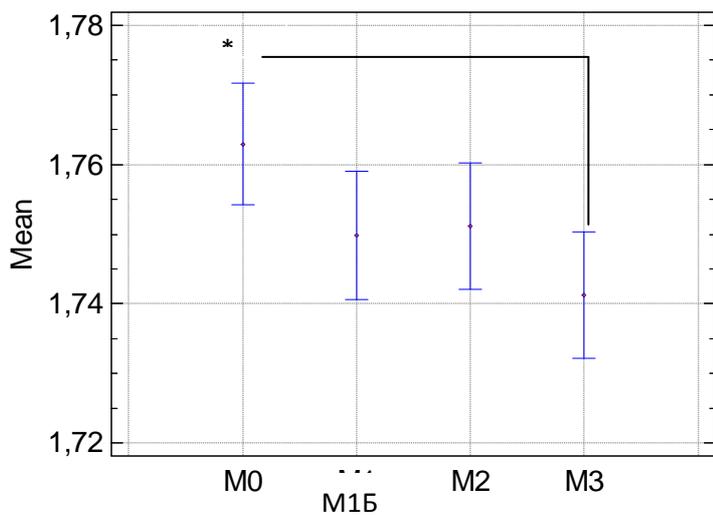
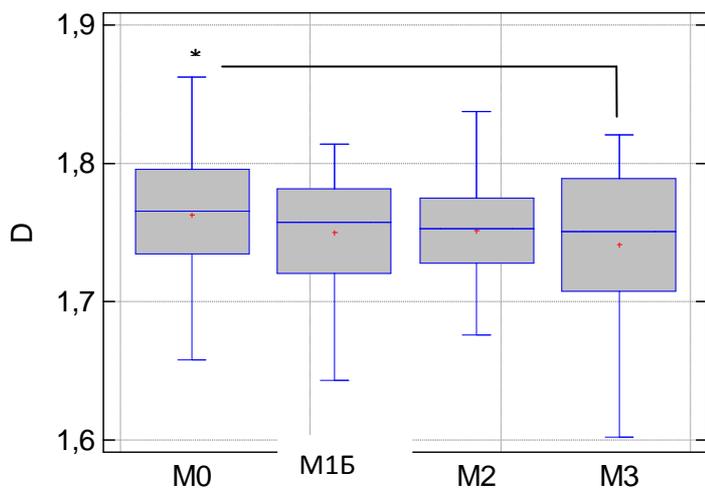
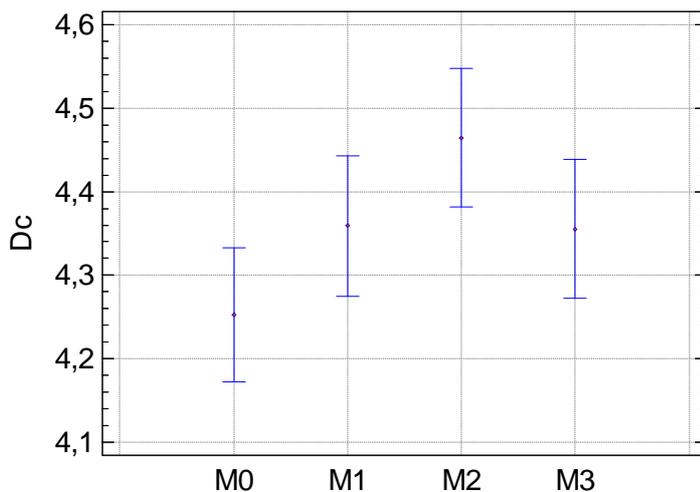
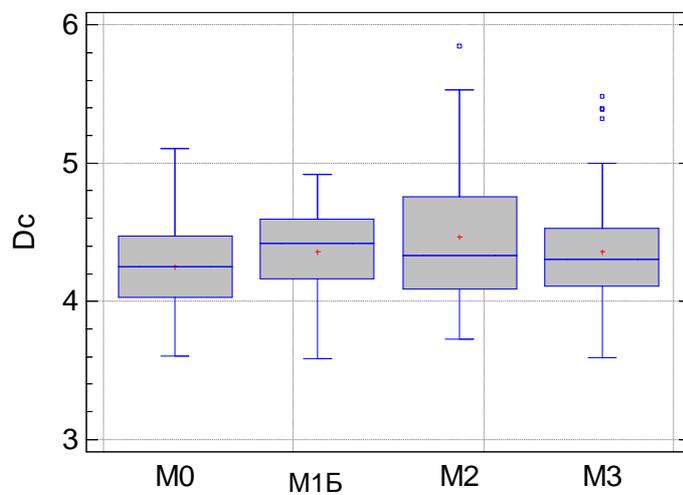


Рис. 24. Фрактальная размерность в исследованных группах.

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средние значения и среднеквадратическое отклонение (P=0,0022, критерий Крускал-Уоллис).



M1Б

Рис. 25. Корреляционная размерность в исследованных группах.

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средние значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,091$, критерий Крускал-Уоллис).

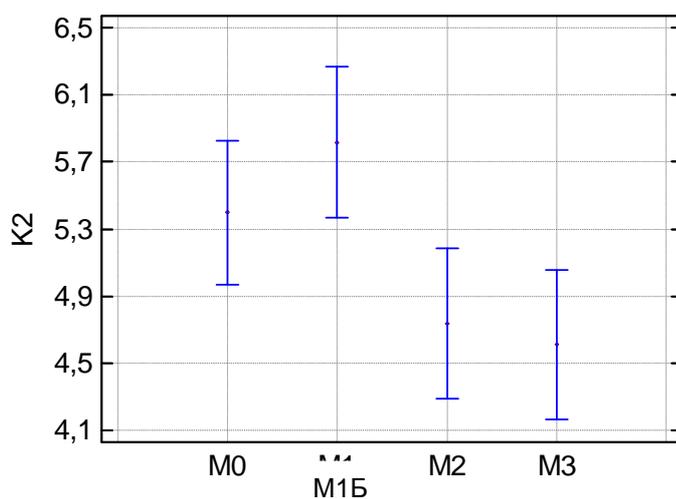
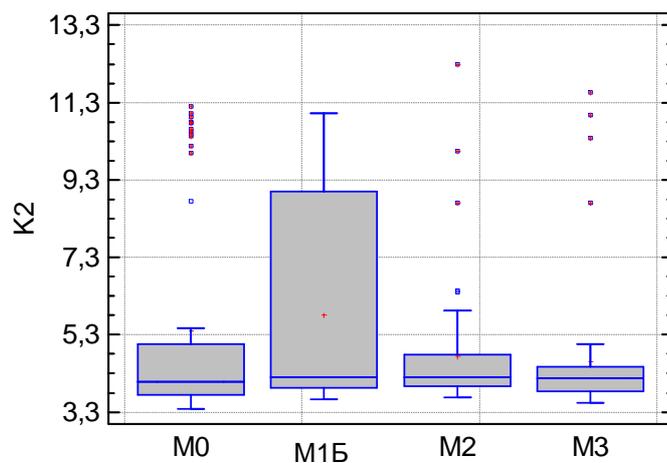


Рис. 26. Корреляционная энтропия в исследованных группах.

Примечание: Верхняя панель – график в виде box-plot (медиана, среднее значение, 25-75%, вариационный размах 5-95%), нижняя панель – средние значения и среднеквадратическое отклонение ($P=0,267$, критерий Крускал-Уоллис).

ГЛАВА V. Обсуждение полученных результатов

В настоящей работе исследовано влияние естественного сезонного изменения нейромышечного статуса человека в течение годового цикла температуры среды и при холодовой иммерсии методом поверхностной электромиографии. Это позволило описать стратегию адаптации двигательной системы взрослого человека к холоду на примере 1) природной акклиматизации к годовому циклу изменения температуры воздуха в цикле зима–весна–лето–осень, 2) акклиматизации к повторной холодовой иммерсии у любителей зимнего плавания и 3) при острой иммерсии в холодной воде, при помощи неинвазивных методов регистрации электромиограммы, с применением традиционных и новых нелинейных параметров иЭМГ.

В целом, обнаружены однонаправленные изменения нейромышечного статуса человека при действии сезонного естественного охлаждения и острой холодовой иммерсии. Установлено, что холод приводит к замедлению частоты импульсации двигательных единиц и уменьшению значений большинства исследованных линейных и нелинейных электромиографических параметров, что свидетельствует об усилении степени синхронизации импульсов разных двигательных единиц.

Влияние годового цикла изменения температуры на активность двигательных единиц человека. Изучение долгосрочной адаптации человека к годовому циклу изменения температуры показало, что статистически значимое изменение параметров электромиограммы наблюдалось только во время холодного сезона (климатической зимы). Холодный сезон замедляет частоту импульсации двигательных единиц и уменьшает значения большинства исследованных линейных и нелинейных электромиографических параметров.

Теоретически, можно было ожидать, что летом будут наблюдаться изменения, противоположные изменениям, характерным для зимы, то есть увеличение частоты импульсации ДЕ (снижение среднего межимпульсного интервала) и увеличение значений нелинейных параметров иЭМГ. Однако, в

теплый сезон (климатическое лето) изменений по отношению к осени и весне не наблюдалось. Это означает, что адаптация к климато-географическим условиям на широте г. Петрозаводска происходила только к холодному фактору.

Данный факт может быть объяснен тем, что летний сезон в г. Петрозаводске в действительности может быть охарактеризован как «прохладный», поскольку существенная часть дней даже в июле, например 2012 г., характеризуется как «холодно» и «прохладно» (7,52 и 21,05% дневного времени, всего 28,57%). Жаркое время составило всего 5,2%. Согласно литературным данным, акклимация к температуре 20 °С не наступает даже на 30-е сутки [28]. Адаптационным потенциалом на 30-е сутки обладает лишь температура воздуха выше 30 °С. При температуре 35 °С наблюдается более быстрая акклимация к жаре. Это значит, что двигательная система человека не реагирует на столько короткое и столь невысокое повышение температуры среды во время климатического лета (г. Петрозаводск).

Активность двигательных единиц человека в течение годового температурного цикла. В нашем исследовании наиболее заметным событием годового цикла с точки зрения скелетной мышцы является снижение частоты импульсации ДЕ зимой.

Известно, что частота импульсации ДЕ у мелких лабораторных животных подвержена адаптации к различным, в том числе температурным, факторам. Так, при адаптации к холоду (экспозиция 4-5 недель при $T=-1-15^{\circ}\text{C}$) частота импульсации снижалась до 10-12 имп/сек (100-115 мс) по сравнению с контрольной группой (экспозиция при $T=22^{\circ}\text{C}$), для которой были характерны частоты 14-18 имп/сек (75-90 мс) [32, 33]. Аналогично, при исследовании мелких теплокровных животных во время природной сезонной адаптации («зимние» и «летние» голуби, вес 300 г) было установлено, что у «зимних» голубей частота импульсации ДЕ составляет 8-9 имп/сек (130-140 мс), а у «летних» - 8-12 имп/сек (120-135 мс) [33].

Таким образом, искусственная акклимация к холоду у мелких животных вызывала изменение частоты импульсации ДЕ примерно на 30%, а природная адаптация к зимним условиям – всего на 10%. В нашем исследовании наименьшая частота импульсации ДЕ наблюдалась зимой (8,2 имп/с, 120-130 мс), во все остальные сезоны частота изменялась в пределах 100-110 мс (9,5-10 имп/с), что составляет различие также 10%. Видимо, изменение на 10% характерно именно для природной адаптации.

В современном обществе человек не подвергается значительному действию холода. В странах, близких по климато-географическим условиям к Республике Карелия (г. Петрозаводск), человек проводит всего 4 % времени на холоде [85, 86]. Вероятно, именно кратковременность и общая малая длительность холодовой экспозиции не позволяет увидеть более выраженный эффект.

Возможным механизмом изменения частоты ДЕ в течение года является годовое изменение концентрации некоторых гормонов. В ряде работ показано, что в течение года в Арктике (циркумполярных областях) и Антарктиде происходит перестройка в работе системы «гипофиз-щитовидная железа». В частности, снижается концентрация трийотиронина (T_3) и, соответственно, увеличивается концентрация тиреотропного гормона (ТТГ) [3, 65, 102, 106]. Авторы упомянутых работ связывают снижение сывороточного T_3 с активным использованием и метаболизацией периферическими тканями [106]. Активизация наработки тиреоидных гормонов и особенно, их использования, что становится понятным по снижению уровня T_3 , обусловлено повышенными потребностями организма в кислороде. Это, в свою очередь необходимо для обеспечения окисления жирных кислот, как более востребованного зимой субстрата. Это подтверждается тем, что для обеспечения терморегуляционного мышечного тонуса у человека используются именно липиды [64].

В работе Е.Р.Бойко представлен годовой график изменения концентрации ТТГ в плазме, на котором отчетливо видно, что ТТГ повышен зимой вплоть до февраля, а затем резко снижается в течение марта и апреля. В

нашей работе именно в апреле наблюдалось увеличение частоты импульсации ДЕ (снижение межимпульсного интервала) [3].

Явление снижения сывороточного Т₃ вследствие повышенного его потребления тканями в зимний период называется «полярный Т₃ синдром» [106]. «Полярный Т₃ синдром» включает снижение когнитивных способностей, памяти, настроения. В то же время, этот синдром является частью более общего «синдрома зимовщиков», который включает стресс и социальную дезадаптацию [102]. Влияние тиреоидных гормонов проявляется на клеточном уровне в виде 1) ускорения работы ферментов дыхательной цепи вплоть до разобщения окисления и фосфорилирования, 2) ускоряет работу Na⁺-K⁺- АТФ-азы, 3) перmissive эффект для катехоламинов и симпатической нервной системы в целом на уровне рецепторов.

В целом, «полярный синдром» и «синдром зимовщиков» проявляется в виде снижения возбудимости ЦНС, сердца и мышц. На уровне скелетной мускулатуры этот синдром проявляется в виде снижения частоты импульсации ДЕ. Снижение частоты импульсации ДЕ в зимний сезон обладает очевидным дополнительным калоригенным эффектом. При снижении частоты сокращения мышечное волокно успевает расслабиться в большей степени и в результате переходит в режим более низкочастотного зубчатого тетануса. Этот режим, как известно, производит большее, по сравнению со слитным и высокочастотным зубчатым тетанусом, количество тепла [7]. Из этого следует, что при адаптации к холоду часть ресурсов двигательной системы отвлекается на термогенез, что обязательно сказывается на двигательной функции. Действительно, при выполнении задания на точное удержание заданного изометрического сокращения, появление холодовой дрожи существенно увеличивает вариабельность усилия, что снижает точность выполнения задания [88]. Холодовая дрожь при остром охлаждении организма человека «сосуществует» при малых усилиях (до 10-20% от максимальной произвольной силы) с мышечным тонусом, но подавляется при больших усилиях (до 80% от максимальной произвольной силы) [87].

В экспериментах на мелких лабораторных животных было показано, что искусственно вызванный гипертиреоз у крыс, получавших трийодтиронин, сопровождался снижением импульсации ДЕ до 11-13 имп/с, что соответствовало среднему межимпульсному интервалу 80-90 мс. В группе экспериментальных животных с гипотиреозом, вызванным приемом антитиреоидного препарата мерказолила, ДЕ во время терморегуляционной активности разряжались со средней частотой в диапазоне 17-22 имп/с (45-60 мс). Интересно, что на фоне адаптации к холоду эффект мерказолила был снижен до 13-17 имп/с [31]. В целом, у экспериментальных животных (крыс) диапазон реакции ДЕ на назначение трийодтиронина составил примерно 25%, что очень напоминает диапазон действия холодной акклимации на частоту импульсации ДЕ (30%).

Размер тела животного и способ его перемещения может повлиять на метаболический диапазон. В настоящей работе у человека диапазон реакции, по данным активности ДЕ, составил всего 10% от исходного уровня, тогда как у мелких животных – до 25-30%. Вероятно, это связано с особенностями терморегуляции у животных разного размера. Например, известно, что животные-гибернаторы (впадающие в зимнюю спячку) с массой менее 5 кг в гораздо большей степени снижают температуру тела во время зимней спячки (почти до 0°C, метаболизм снижается до 2-5% от исходного), тогда как животные, сопоставимые по массе с человеком (медведь весом 60-100 кг) снижают температуру тела всего на 6-7°C (метаболизм снижается до 25% от исходного) [113].

В соответствии с нашей рабочей гипотезой параметры электромиограммы, например частота импульсации или средний межимпульсный интервал ДЕ, должны коррелировать с текущим изменением средней температуры воздуха (окружающей среды). В частности, мы ожидали, что частота будет наименьшей в зимний (холодный) период, затем будет увеличиваться весной и осенью (прохладный период), а наибольшей предполагалась быть летом (теплый период). Нами обнаружено только влияние

холодного периода в виде снижения частота импульсации ДЕ. Увеличение частоты импульсации ДЕ летом нами не обнаружено.

Первое возможное объяснение этому факту заключается в том, что охлаждение зимой является более стрессовым фактором и, что более важно, более длительным. Зимний период длится в Республике Карелия на широте г. Петрозаводска примерно 150 суток, а температура снижается до $-10-30^{\circ}\text{C}$. Второе объяснение может заключаться в том, что двигательная система эволюционно задействована в терморегуляции (телопродукции за счет холодовой дрожи и терморегуляционного мышечного тонуса и теплоотдаче за счет формирования теплозащитной флексорной позы) именно для защиты от холода. Вовлечение скелетной мускулатуры в терморегуляцию при перегревании несущественно. Известно, что мышечный тонус при перегревании снижается за счет серотонинэргических механизмов. Также известно, что частота импульсации при остром согревании увеличивается, а среди обычных разрядов появляются дуплеты (сдвоенные разряды). Этот механизм нужен для поддержания зубчатого тетануса за счет механизма интерполяции частоты разрядов и скорости сокращения мышечных волокон [81].

Известно, что ни один из структурных следов холодовой не исчезает даже к 30-му дню экспозиции при 20°C . Экспозиция при 30°C и особенно при 35°C «стирают» следы адаптации [27, 28]. Лето в Республике Карелия ($T=17^{\circ}\text{C}$, 50 дней), вероятно, просто не успевает вызвать видимые изменения. В этой связи, представляет интерес исследовать следы адаптации в двигательной системе человека, длительно (примерно 30 дней) пребывавшего в условиях согревания (более 30°C).

Известно, что, как и уровень тиреоидных гормонов, уровень кортизола изменяется в течение года. Известно, что даже в умеренных широтах наблюдается сезонная динамика кортикостероидов в течение года [9, 25, 35]. Так, установлено, что зимой уровень кортикостероидов повышен по сравнению с летом и даже превышает общепринятые нормативы. Совершенно ясно, что

ключевым моментом в разворачивающихся нейроэндокринных перестройках у человека в условиях Севера является необходимость поддержания концентрации глюкозы и свободных жирных кислот на надлежащем уровне [3], поскольку именно эти метаболиты выступают в качестве ключевых энергетических субстратов [64]. Особенно значимым это оказывается для мышечной ткани, которая участвует в процессах термогенеза и может существенно менять объемы потребляемых энергоносителей, а также свои предпочтения в субстратах для получения энергии. Данные метаболические эффекты реализуются также при перестройке системы гипофиз-надпочечники, что позволяет использовать резервы надпочечников в условиях хронического напряжения их функции, обеспечивающего повышенный уровень глюкокортикоидов в крови.

Данный факт неоднократно обнаруживался при исследовании гормонального статуса жителей Севера [3]. Это подчеркивает активацию секреции АКТГ и дальнейшее увеличение уровня глюкокортикоидов, что, в свою очередь, свидетельствует о текущем процессе адаптации. Возможно, что увеличенный уровень кортикостероидов, наряду с тиреоидными гормонами, и обуславливает пластичность мышечной функции в течение года.

То, что именно весной проявляется действие фазы овуляции на мотонейронный пул человека, возможно, является результатом влияния гормонов, активных именно в весеннем сезоне. Известно, что при резком нарастании освещенности, который наблюдается весной, происходит нарастание содержания кортизола в плазме [3], тогда как при стабильном освещении уровень кортизола зимой и летом не различается.

Еще один гормоном, для которого характерна годовая динамика концентрации, является мелатонин. Так, концентрация мелатонина повышена зимой по сравнению с летом [79]. Также, известно, что мелатонин, помимо чувствительности к свету, обладает чувствительностью к температуре [74]. Вероятно, что и мелатонин, наряду с тиреоидными гормонами и

кортикостероидами, может влиять на функциональные свойства скелетной мышцы.

Линейные параметры иЭМГ в течение годового цикла. Важнейшими показателями нейромышечного статуса являются средняя амплитуда иЭМГ и средняя частота спектра. В настоящей работе установлено, что средняя амплитуда иЭМГ практически не изменялась в течение года. Амплитуда иЭМГ не может служить надежным источником информации о силе мышцы, поскольку 1) нет данных о прямой зависимости между этими двумя параметрами; 2) даже при тщательном соблюдении положения электрода, его позиция при повторном наложении будет несколько иная. Существенный вклад в величину амплитуды также вносит мотивация испытуемого на момент исследования.

Более существенные изменения были характерны для средней частоты спектра. В частности, при переходе от весны к лету отмечено увеличение частоты, хотя и статистически это изменение было незначимым для всей группы испытуемых. Вместе с тем, для отдельных испытуемых это увеличение было статистически значимым.

Спектральные характеристики иЭМГ зависят от: 1) скорости проведения возбуждения по мышечному волокну, 2) типа рекрутированных ДЕ (пропорции быстрых и медленных мышечных волокон) и 3) характеристик потенциала действия ДЕ, 4) степени синхронизации ДЕ [52, 53, 54]. На наш взгляд, более высокие значения средней частоты иЭМГ, обнаруженные летом, является следствием сниженной степени синхронизации ДЕ, хотя температура скелетных мышц и нервов конечности может быть несколько ниже именно в зимний период и это также могло влиять на снижение частоты спектра иЭМГ [100].

Нелинейные параметры иЭМГ в течение годового цикла. С точки зрения нелинейной динамики корреляционная размерность D_c отражает сложность сигнала (количество генераторов сигнала), в нашем случае – электромиографического сигнала. Фактически это количество параметров, с

помощью которых можно описать установившееся движение динамической системы, в данном случае – иЭМГ. Уменьшение D_c свидетельствует об упрощении управления сигналом, а с нейрофизиологической точки зрения свидетельствует об уменьшении избыточности нервных управляющих элементов и увеличении степени синхронизации нервных элементов, то есть двигательных единиц [98].

Значение корреляционной энтропии K_2 говорит об информационной непредсказуемости (хаотичности) системы. Высокое, и даже бесконечно высокое значение K_2 говорило бы о полной непредсказуемости системы, что нехарактерно для биологических процессов [20]. Соответственно, низкие значения K_2 характеризуют систему как более предсказуемую, подверженную периодическому влиянию (синхронизации). Фрактальная размерность D характеризует процесс (динамическую систему) с точки зрения самоподобия, то есть повторяемости элементов. Чем меньше значения D , тем больше похожих элементов в паттерне иЭМГ.

В настоящем исследовании, нелинейные параметры иЭМГ человека в течение годового цикла показали отчетливую тенденцию к снижению в весенний сезон. Это было характерно как для группы испытуемых, так и для отдельно взятого испытуемого. Снижались все нелинейные параметры (D , D_c , K_2), что позволяет сделать вывод о том, что иЭМГ человека весной становится более предсказуемой, менее сложной и более регулярной. Таким образом, с точки зрения нелинейной динамики, иЭМГ человека весной характеризуется как «упрощенная», то есть недостаточно сложная.

Интерпретация данного результата с точки зрения нейрофизиологии может быть проведена под углом количества связей и элементов внутри генератора иЭМГ и его функциональности, то есть количества функций, выполняемых данным источником сигнала (спинной мозг) [8]. Низкие значения нелинейных параметров означают повышенную синхронизацию активности ДЕ и наличие «ритмов» в активности генератора [90], то есть склонность к явному или едва заметному тремору (дрожжи). Снижение функциональности

двигательной системы, по данным иЭМГ, также характерно и для овуляторной фазы менструального цикла, причем именно в весенний сезон [4]. В целом, это указывает на важное значение факторов, актуальных весной – повышение освещенности, гормональные перестройки [3].

Параметры электромиограммы у любителей зимнего плавания. Существует большое количество научных работ по физиологии различных систем у любителей зимнего плавания (winter swimmers, айсмены, любители зимних видов спорта) [14, 24]. В 1980-е годы этой проблеме было уделено большое внимание. В настоящее время во многих странах снова появился интерес к этой теме [116]. Это связано с тем, что возобновлено освоение Арктических регионов, появились новые возможности активного отдыха на Севере. Также, зимнее плавание является надежной и легко стандартизуемой моделью адаптации к экстремально холодным условиям среды. Физиология двигательной системы у зимних купальщиков исследована в гораздо меньшей степени, чем, например, сердечно-сосудистая или дыхательная система.

Результаты, полученные с участием зимних купальщиков, указывают как на общие тенденции действия холода на двигательную систему, так и отличия, связанные с акклимацией к холоду у зимних купальщиков. Общей тенденцией является то, что и зимний сезон в группе «не-моржей» и прямое острое водное охлаждение (иммерсия) у зимних купальщиков вызывают однонаправленное влияние в виде увеличения межимпульсного интервала ДЕ до 125-128 мс (~7,5 имп/с), что, как уже показано выше, связано с интерполяцией частоты импульсации ДЕ и скорости мышечного сокращения для увеличения интенсивности сократительного термогенеза.

С другой стороны, у любителей зимнего плавания реакция на зимний сезон (низкую температуру среды) снижена по сравнению с «не-моржами». Так, средний межимпульсный интервал ДЕ составил зимой для «моржей» 113 мс (средняя частота 8,5-9,5 имп/с), тогда как для «не-моржей» - 128 мс (7,5-8,5 имп/с). Это, вероятнее всего, связано именно с зимним плаванием, которое вызывает адаптационный эффект в виде сниженной реактивности на холод.

Известно, что у зимних купальщиков снижена кожная холодовая чувствительность [14, 40]. В то же время, реакция на погружение в холодную воду у зимних купальщиков сохраняется.

Параметры иЭМГ у зимних купальщиков достоверно изменялись (снижались) только при остром погружении в холодную воду, причем это было характерно как для двуглавой мышцы плеча, так и икроножной мышцы. Как было описано выше, снижение величины нелинейных параметров свидетельствует об упрощении сигнала и его генератора, а также об увеличении его предсказуемости и регулярности. Это свидетельствует о появлении самоподобных «скрытых ритмов», то есть холодовой дрожи. Действительно, холодовая дрожь во многих случаях была видна визуально.

Заключение

В настоящем исследовании представлены данные о влиянии сезонного изменения температуры и иммерсии в холодной воде на функционирование двигательной системы на уровне мотонейронного пула, полученные при помощи поверхностной электромиографии. Установлено, что в холодный сезон года активность двигательных единиц модулируется в виде снижения частоты их импульсации на 10% по сравнению с их частотой в другие сезоны. Физиологический смысл этого заключается в увеличении теплопродукции мышечного сокращения и согласовании с уменьшенной скоростью сокращения мышечных волокон. Также, в весенний сезон уменьшаются значения нелинейных параметров интерференционной электромиограммы, что свидетельствует об увеличении степени синхронизации активности двигательных единиц. Это указывает на наличие сезонных адаптационных процессов в двигательной системе человека в течение года на уровне мотонейронного пула. Таким образом, зимне-весенний сезон года оказывает наибольшее влияние на механизмы активности двигательной системы.

Для любителей зимнего плавания установлено, что сезонные колебания нейрофизиологической организации активности двигательных единиц практически отсутствуют, что может быть связано с длительной (до 5-6 месяцев в году) практикой экстремальных холодовых воздействий и сформировавшейся стойкой адаптацией к холоду. Установлено, что при острой иммерсии в холодной воде у любителей зимнего плавания наступает 10-процентное снижение частоты импульсации двигательных единиц и величины нелинейных параметров интерференционной электромиограммы, что свидетельствует о повышении синхронизации активности двигательных единиц. Таким образом, острая иммерсия в холодной воде и экспозиция на холоде в зимний и весенний сезоны вызывает однонаправленную перестройку активности мотонейронного пула. Это указывает на универсальное действие холодового фактора на нейрофизиологические механизмы двигательной активности.

Выводы

1. В течение годового температурного цикла на Европейском Севере России (г. Петрозаводск) частота импульсации двигательных единиц человека изменяется только в зимний сезон, а именно уменьшается на 10%. В другие сезоны года не обнаружено динамических изменений двигательных единиц человека на температуру среды.

2. Параметры иЭМГ скелетных мышц в течение года изменяются минимально, с тенденцией к снижению в весенний сезон. Корреляционная размерность иЭМГ снижается весной статистически значимо. В целом, это свидетельствует о незначительном упрощении организации генератора иЭМГ в весенний сезон и усилении синхронизации активности двигательных единиц.

3. Сезон года не оказывает влияние на параметры электромиограммы у любителей зимнего плавания, поскольку все параметры иЭМГ и частота импульсации двигательных единиц не изменяются в течение года, в том числе после сезона зимнего плавания продолжительностью 4 месяца. Это указывает на то, что адаптация к холоду у любителей зимнего плавания поддерживается в течение всего года.

4. Острая холодовая иммерсия вызывает статистически значимое снижение частоты импульсации двигательных единиц трехглавой мышцы плеча (на 15%) и снижение нелинейных параметров иЭМГ двуглавой мышцы плеча, что идентично реакции двигательной системы на холодовую экспозицию в зимний сезон года. Это подтверждает наличие единой стратегии реакции двигательной системы человека на разные виды охлаждения.

Практические рекомендации

1. Комплексное применение традиционных методов электромиографии в виде параметров активности двигательных единиц и нелинейных параметров интерференционной электромиограммы использовано для создания базы данных о нейромышечном статусе здорового человека для последующей оценки степени его адаптации к условиям среды.
2. Нелинейные параметры интерференционной электромиограммы, с учетом их неинвазивности, простоты исполнения и чувствительности к функциональным и морфологическим изменениям в скелетной мышце, рекомендуем использовать в качестве нового метода обследования двигательной системы человека для диагностики нормальных (устомление, гипертрофия, старение, развитие) и патологических (миопатии, нейропатии, атрофия) состояний двигательной системы.

Список литературы

1. Аленикова А.Э. Эндокринный профиль местных и приезжих мужчин – жителей г. Архангельска в различные световые периоды года / А.Э. Аленикова // Экология человека. — 2009. — №7. — С. 56 – 60.
2. Божокин С.В. Фракталы и мультифракталы / С.В. Божокин, Д.А. Паршин. — Ижевск: РХД, 2001. — 128 с.
3. Бойко Е.Р. Метаболическое обеспечение годового цикла адаптивных реакций сердечно-сосудистой и дыхательной систем у военнослужащих в условиях Севера / Е.Р. Бойко, Н.Г. Варламова, Н.А. Вахнина и соавт. / под ред. Е.Р. Бойко. — Сыктывкар: Коми НЦ УрО РАН, 2007. — 264 с.
4. Воронова Н.В. Характеристика электромиограммы женщины в разные фазы менструального цикла в зависимости от сезона и типа вегетативной регуляции / Н.В. Воронова, Л.Е. Елаева, Г.И. Кузьмина, А.Ю. Мейгал // Физиология человека. — 2014. — Т. 40, №1. — С. 113 – 121.
5. Горяинов П.М. Самоорганизация минеральных систем / П.М. Горяинов, Г.Ю. Иванюк. — М.: ГЕОС, 2001. — 312 с.
6. Гудков А.Б. Внешнее дыхание человека на Европейском Севере / А.Б. Гудков, О.Н. Попова. Архангельск: Изд-во СГМУ, 2012. – 252 с.
7. Гурфинкель В.С. Зависимость теплопродукции скелетной мышцы от режима ее сокращения / В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик, Н.К. Полещук, Ю.В. Коровин // Физиология человека. — 1981. — Т. 7, №1. — С. 46-54.
8. Данилов Ю.А. Лекции по нелинейной динамике / Ю.А. Данилов. — М.: Постмаркет, 2001. — 184 с.
9. Деряпа Н.Р. Человек в Антарктиде / Н.Р. Деряпа, А.П. Матусов, И.Ф. Рябинин. — Л.: Медицина, 1985. — 184 с.
10. Захаров В.С. Поиск детерминизма в наблюдаемых геолого-геофизических данных: анализ корреляционной размерности временных рядов // Сборник научных трудов: современные процессы геологии. — М.: Научный мир, 2002. — С. 184-187.

11. Иванов К.П. Основы энергетики организма: теоретические и практические аспекты. Т.1. Общая энергетика, теплообмен и терморегуляция — Л.: Наука, 1990. 307 с.
12. Ильяшенко Ю.С. Аттракторы и их фрактальная размерность / Ю.С. Ильяшенко. — М.: МЦНМО, 2005. — 16с.
13. Короновский А.А. Нелинейная динамика в действии / А.А. Короновский, Д.И. Трубецков. — Саратов: Изд-во ГосУНЦ «Колледж», 2002. — 156 с.
14. Лазаренко П.В. Адаптивные сдвиги терморегуляции у зимних купальщиков / П.В. Лазаренко, Т.Г. Симонова, В.Э. Диверт, М.А. Якименко // Бюллетень СО АМН СССР. — 1984. — С.56-58.
15. Лукк А.А. Вариации геофизических полей как проявление детерминированного хаоса во фрактальной среде / А.А. Лукк, А.В. Дещеревский, А.Я. Сидорин, И.А. Сидорин. — М.: ОИФЗ РАН, 1996 — 210 с.
16. Лупандин Ю.В. Терморегуляционная активность двигательной системы человека / Ю.В. Лупандин, А.Ю. Мейгал, Л.В. Сорокина. — Петрозаводск: Изд-во ПетрГУ, 1995. — 232с.
17. Малинецкий Г.Г. Современные проблемы нелинейной динамики / Г.Г. Малинецкий, А.Б. Потапов. — М.: Эдиториал УРСС, 2000.— 326 с.
18. Морозов А.Д. Введение в теорию фракталов / А.Д. Морозов. — М.: ИКИ, 2004. — 139 с.
19. Николаева Д.А. Применение метода оценки корреляционной размерности для анализа ЭЭГ человека с заболеванием эпилепсия / Д.А. Николаева // Дифференциальные уравнения и процессы управления. — 2009.— №2. <http://www.math.spbu.ru/diffjournal/pdf/darina.pdf>
20. Оприлов В.А. Энтропия биосистем / В.А. Оприлов // Соросовский образовательный журнал. — 1999. —Т. 6. — С. 33–38.
21. Пастухов Ю.Ф. Адаптация к холоду и условиям субарктики: проблемы термофизиологии / Ю.Ф. Пастухов, А.Л. Максимов, В.В. Хаскин. — Магадан: СВНЦ ДВО РАН, 2003. — Т. 1. — 373 с.

22. Поскотинова Л.В. Вегетативная регуляция ритма сердца и эндокринный статус молодежи в условиях Европейского Севера России / Л. В. Поскотинова Екатеринбург: УрО РАН, 2010. - 235 с.
23. Прохоров А. Нелинейная динамика и теория хаоса в экономической науке: историческая ретроспектива / А. Прохоров // Квантиль. 2008 — №4. С. 79-92.
24. Пчеленко Л.Д. Регуляция энергетики мышечного сокращения норадреналином после адаптации к холоду // Сборник научных трудов конференции молодых ученых и специалистов. — Л., 1978.—С. 165-167.
25. Раменская Е.Б. Изменения системы гипофиз – щитовидная железа в зависимости от длительности светового дня у жителей Севера /Е.Б. Раменская, А.В. Ткачев // Проблемы эндокринологии на Севере. — Архангельск, 1990. — с. 67-71.
26. Семёнова Н.Ю. Фрактальный анализ ЭЭГ при эпилепсии / Н.Ю.Семёнова, В.С. Захаров // Нелинейный мир. — 2010. — №3 — С. 180-188.
27. Соболев В.И. Теплопродукция изолированной скелетной мышцы белой крысы при экспериментальном гипер– и гипотиреозе / В.И. Соболев // Физиол.журнал. СССР. — 1990. — Т.76, № 2. — С.239-246.
28. Соболев В.И. Влияние мышечной работы на следовые эффекты холодовой акклимации / В.И. Соболев, Г.И. Чирва / Физиол. журнал. СССР. — 1981. — Т. 67, №11. — С. 1710-1716.
29. Солонин Ю.Г. Влияние экологического фактора на физиологический статус студентов-северян / Ю.Г. Солонин, Н.А. Чермных, М.А. Яковлева // Физиология человека. 2002. – Т. 28., №4. – С. 105-111.
30. Сонькин В.Д. Развитие мышечной энергетики и работоспособности в онтогенезе / В.Д. Сонькин, Р.В. Тамбовцева. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2011. — 369с.
31. Сорокина Л.В. Влияние экспериментального гипотиреоза на терморегуляционную активность двигательных единиц скелетных мышц крысы

/ Л. В. Сорокина // Росс. физиол. журн. им. И. М. Сеченова. — 1995. —Т.81, №3. — С. 85-89.

32. Сорокина Л.В. Терморегуляционная активность мотонейронного пула у крыс, адаптированных к холоду и гипоксии / Л.В. Сорокина, Ю.В. Лупандин, Л.П. Власова // Физиол. журнал. СССР. — 1984. – Т. 70, № 1. – С. 75-80.

33. Сорокина Л.В. Терморегуляционная активность двигательных единиц скелетных голубя / Л.В. Сорокина, Н.В. Медведев / Физиол. журн. СССР. — 1986. — Т. 72, №11. — С. 1571-1574.

34. Сороко С.И. Адаптация человека к экстремальным условиям Антарктиды / С.И. Сороко, А.Л. Матусов, Ю.А. Сидоров // Физиология человека. 1984. – Т.10, №6. – С. 907-920.

35. Типисова Е.В. Реактивность и компенсаторные реакции эндокринной системы у мужского населения Европейского севера / И.В. Типисова. Екатеринбург: УрО РАН, 2009. – 202 с.

36. Федер Е. Фракталы. Пер. с англ. / Е. Федер. — М.: Мир, 1991. — 254 с.

37. Шустер Г. Детерминированный хаос / Г. Шустер. — М.: Мир, 1988. – 240 с.

38. Arendt-Nielsen L. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions / L. Arendt-Nielsen, K.R. Mills, A. Forster // Muscle Nerve. — 1989. Vol. 12. — P. 493-497.

39. Balestra G. Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement / G. Balestra, S. Frassinelli, M. Knaflitz, F. Molinari // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. — 2001. Vol. 20. — P. 106-115.

40. Bernardi M. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs / M. Bernardi, F. Felici, M. Marchetti, F. Montellanico, M.F. Piacentini, M. Solomonow // J. Electromyogr. Kinesiol. — 1999. Vol. 9. — P. 121-130.

41. Bilodeau M. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women / M. Bilodeau, S.

- Schindler-Ivens, D.M. Williams, R. Chandran // *J. Electromyogr. Kinesiol.* — 2003. Vol. 13. — P. 83-92.
42. Bittel J.H. Heat debt as an index for cold adaptation in men / J.H. Bittel // *J. Appl. Physiol.* — 1987. Vol. 62. — №4. — P. 1627–1634.
43. Blondin D.P. Increased brown adipose tissue oxidative capacity in cold-acclimated humans / D.P. Blondin, S.M. Labbé, H.C. Tingelstad et al. // *Clin. Endocrinol. Metab.* – 2014. – Vol. 99, №3. P. 438-446.
44. Bonato P. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions / P. Bonato, S.H. Roy, M. Knaflitz, C.J. DeLuca // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* — 2001. Vol. 48. — P. 745-753.
45. Budd G.M. Effects of acclimatization to cold baths on men's responses to whole-body cooling in air / G.M. Budd, J.R. Brotherhood, F.A. Beasley, A.L. Hendrie, S.E. Jeffery, G.J. Lincoln, A.T. Solaga // *Eur. J. Appl. Physiol.* — 1993. Vol. 67. — №5. — P. 438–449.
46. Burke R.E. Motor unit properties and selective involvement in movement / R.E. Burke // *Exerc. Sport. Sci. Rev.* — 1981. Vol.3 — №1. — P. 31-81.
47. Castellani J.W. Physiological responses to cold exposure in men: a disabled submarine study / J.W.Castellani, C. O'Brien, D.A. Stulz, L.A. Blanchard et al. // *Undersea Hyperb. Med.* – 2002. Vol. 29, №3. P. 189-203.
48. Castellani J.W. Cold thermoregulatory responses following exertional fatigue / J.W. Castellani, M.N. Sawka, D.W. DeGroot, A.J. Young // *Front. Biosci.* – 2010 – Vol.2. P. 854-865.
49. Cereijo R., Thermogenic brown and beige/brite adipogenesis in humans / R. Cereijo, M. Giralt, F. Villarroya // *Ann. Med.* 2014. - Vol. 18. - P 1-9.
50. Day S.J. Experimental simulation of cat electromyogram: evidence for algebraic summation of motor-unit action-potential trains / S.J. Day, M. Hulliger // *J. Neurophysiol.* — 2001. Vol. 86. — P. 2144-2158.
51. Enoka R.M. Motor unit physiology: some unresolved issues / R.M. Enoka, A.J. Fuglevand // *Muscle Nerve.* — 2001. Vol. 24. — P. 4-17.

52. Farina D. The extraction of neural strategies from the surface EMG / D. Farina, R. Merletti, R.M. Enoka // J. Appl. Physiol. — 2004. V. 96. — P. 1486–95.
53. Farina D. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables / D. Farina, M. Fosci, R. Merletti // J. Appl. Physiol. — 2002. Vol. 92, №1. — P. 235-247.
54. Farina D. Influence of anatomical, physical and detection-system parameters on surface EMG / D.Farina, C. Cescon, R. Merletti // Biol. Cybern. — 2002. Vol. 86. — P. 445-456.
55. Felici F. Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters / F. Felici, A. Rosponi, P. Sbriccoli, G.C. Filligoi, L. Fattorini, M. Marchetti // Eur. J. Appl. Physiol. — 2001. Vol. 84. — P. 337-342.
56. Ferguson S.A. Shoulder muscle fatigue during repetitive tasks as measured by electromyography and near-infrared spectroscopy / S.A. Ferguson, W.G. Allread, P. Le,J. Rose, W.S. Marras // Hum Factors. 2013. - Vol. 55, №6. P. 1077-1087.
57. Filligoi G. Detection of hidden rhythms in surface EMG signals with a non-linear time-series tool / G. Filligoi, F. Felici // Med. Eng. Phys. — 1999. Vol. 21. — P. 439-448.
58. Freund H.J. Motor unit and muscle activity in voluntary motor control // Physiol.Rev. — 1983. Vol.63, № 2. — P. 387-436.
59. Fuglsang-Frederiksen A. The role of different EMG methods in evaluating myopathy / A. Fuglsang-Frederiksen // Clin. Neurophysiol. 2006. Vol. 117№6. – P.1173-89.
60. Gerdle B. The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue,with special regard to the electrode distance / B. Gerdle, N.E. Eriksson, L. Brundin // Electromyogr. Clin. Neurophysiol. — 1990. Vol. 30. — P. 483-489.
61. Gagnon D. Cold exposure enhances fat utilization but not non – esterified fatty acid, glycerol or catecholamines availability during submaximal walking and running / D. Gagnon, H. Rintamäki, S.S. Gagnon, S. S. Cheung, K. Herzig, K. Porvari, H.

Kyröläinen // *Frontiers in physiology*. – 2013. Vol. 4, № 99. doi: 10.3389/fphys.2013.00099.

62. Gagnon D. Fuel selection during short – term submaximal treadmill exercise in cold is not affected by pre – exercise low – intensity shivering. / Dominique D. Gagnon, H. Rintamäki, S. S. Gagnon, S. S. Cheung, K. Herzig, K. Porvari, H. Kyröläinen et al // *Appl. Physiol.* – 2013. Vol. 39. – P. 282 – 291.

63. Gupta V. Fractal analysis of surface EMG signals from the biceps / V. Gupta, S. Suryanarayanan, N.P. Reddy // *Int. J. Med. Inform.* — 1997. Vol.45, №3. — P.185-192.

64. Haman F. Fuel selection during intense shivering in humans: EMG pattern reflects carbohydrate oxidation / F. Haman, S.R. Legault, J.M. Weber // *J. Physiol.* 2004. Vol. 556(Pt 1). – P. 305-313.

65. Hassi J. The pituitary- thyroid axis in healthy men living under subarctic climatological conditions / J. Hassi, K. Sikkilä, A. Ruokonen A. et al. // *J. Endocrinol.* — 2001. Vol. 169, №.1 — P. 195-203.

66. Hennemann E. Recruitment of motoneurons: The size principle / *Progress in Neurophysiology* // Ed. J.E. Desmedt. Basel: Karger. — 1981. Vol. 9. — P. 26-60.

67. IUPS Thermal commission. Glossary of terms for thermal physiology // *Jpn. J. Physiol.* — 2001. Vol. 51, №2 — P. 245-280.

68. Janský L. Thermal, cardiac and adrenergic responses to repeated local cooling / L. Janský, E. Matoušková, V. Vávra, S. Vybíral et al. // *Physiol. Res.* 2006. - Vol. 55, №5. – P.543-549.

69. Janský L. Human adaptability to cold / L. Janský, J. Heller, V. Hošek, H. Janáková, I. Lesná, J. Parízková, P. Šrámek, M. Šimecková, B. Ulicný, S. Vybíral, V. Zeman // *Arbete och Hälsa* — 1998, №. 18. — P. 152–157.

70. Ihlen E.A. Introduction to multifractal detrended fluctuation analysis in Matlab // *Frontiers in Physiology*. — <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Ihlen+E.A.F.+E.A.F.+Introduction+to+multifractal+detrended+fluctuation+analysis+in+Matlab>2012. — N3:141. doi: 10.3389/fphys.2012.00141.

71. Karlsson S. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study / S. Karlsson, J. Yu, M. Akay // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* — 2000. Vol. 47. — P. 228-238.
72. Karlsson S. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque—a study using the continuous wavelet transform / S. Karlsson, B. Gerdle // *J. Electromyogr. Kinesiol.* — 2001. Vol. 11. — P. 31-140.
73. Kossev A. The effect of muscle fiber length change on motor units potentials propagation velocity / A. Kossev, N. Gantchev, A. Gydikov, Y. Gerasimenko, P. Christova. // *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* — 1992. Vol. 32. — P. 287-294.
74. Kräuchi K. A. Thermoregulatory effects of melatonin in relation to sleepiness / K. Kräuchi, C. Cajochen, M. Pache, J. Flammer, Wirz-Justice // *Chronobiol. Int.* — 2006. Vol. 23, № 1-2. — P. 475–484.
75. Kreider M.B. Effect of continuous cold exposure on nocturnal body temperatures of man / M.B. Kreider, P.F. Iampietropf, E.R. Buskirk, D.E. Bass // *J. Appl. Physiol.* — 1995. Vol. 14, № 1. — P. 43-45.
76. Lapp M.C. Human acclimatization to cold water immersion / M.C. Lapp, G.K. Gee // *Arch Environ Health.* — 1967. Vol. 15, №5. — P. 568-579.
77. LeBlanc J. Response to thermal stress and personality / J. LeBlanc, M.B. Ducharme, L. Pasto, M. Thompson // *Physiol. And Behav.* — 2003. Vol. 80, №1. — P. 69–74.
78. Leftheriotis G. Finger and forearm vasodilatatory changes after local cold acclimation / G. Leftheriotis, G. Savourey, J.L. Saumet, J. Bittel // *Eur.J. Appl. Physiol. Occup.Physiol.* — 1990. Vol. 60, №1. — P. 49-53.
79. Leppäluoto J. Low melatonin secretion associates with albedo in circumpolar environments / J. Leppäluoto, K.Sikkilä, V.B Meyer-Rochow, J. Hassi // *Pineal Res.* — 2003. Vol.35, №3. — P. 158–162.
80. Marino F. Thermoregulatory, metabolic and sympathoadrenal responses to repeated brief exposure to cold / F.Marino, J.M. Sockler, J.M. Fry // *Scand. J. Clin. Lab. Invest.* — 1998. Vol. 58, №7. — P. 537–546.

81. Marsden C.D. “Muscular wisdom” that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue / C.D. Marsden , J.C. Meadows, P.A. Merton // *Adv. Neurol.* – 1983. Vol. 39. – P. 169-211.
82. Mäkinen T.M. Different types of cold adaptation in humans / T.M. Mäkinen // *Front. Biosci.* 2010. Vol. 2. P. 1047-1067.
83. Mäkinen T.M. Autonomic nervous function during wholebody cold exposure before and after cold acclimation./ T.M. Mäkinen, M. Mäntysaari, T. Pääkkönen, J. Jokelainen, L.A. Palinkas, J. Hassi, J. Leppäluoto, K. Tahvananinen, H. Rintamäki // *Aviat Space Environ. Med.* — 2008. Vol. 79, №9. — P. 875–882.
84. Mäkinen T.M. Effect of repeated exposures to cold on cognitive performance in humans / L.A. Palinkas, D.L. Reeves, T. Pääkkönen, H. Rintamäki ,J. Leppäluoto, J. Hassi // *Physiol. Behav.* — 2006. Vol. 87, №1. —P. 166–176.
85. Mäkinen T.M. Seasonal changes in thermal responses of urban residents to cold exposure / T.M.Mäkinen, T. Pääkkönen, L.A. Palinkas, H. Rintamäki, J. Leppäluoto, J.Hassi // *Comp. Biochem. Physiol. A Mol. Integr. Physiol.* — 2004. Vol. 139, №2. — P. 229–238.
86. Mäkinen T.M. Factors affecting outdoor exposure in winter: population-besed study / T.M.Mäkinen, V.P. Raatikka, M.Rytkönen, J.Jokelainen, H.Rintamäki, R. Ruuhela, S.Näyhä, J.Hassi // *Int. J. Biometeorol.* — 2006. - Vol.51, №1. — P. 27–36.
87. Meigal A. Yu. Gross and fine neuromuscular performance at cold shivering/ A.Yu.Meigal // *Int. J. Circumpolar Health.* — 2002, № 61. — P. 163-172.
88. Meigal A.Yu. Force control of isometric elbow flexion with visual feedback in cold with and without shivering / A.Yu. Meigal, J. Oksa, L.I. Gerasimova, E. Hohtola, Yu. V. Lupandin, H. Rintamäki // *Aviat. Space Environ. Med.* 2003. – Vol. 74, №8. – P. 816-821.
89. Meigal A.Yu. Voluntary recruiting of motor units under conditions of cold shivering / A.Yu Meigal, L.I. Gerasimova, E.V. Zolotova, Yu. V. Lipandin // *Human Physiol.* — 1997, № 23. — P. 701-705.

90. Meigal A.Yu. Linear and nonlinear tremor acceleration characteristics in patients with Parkinsons disease / A.Yu. Meigal, S.M. Rissanen, M.P. Tarvainen, S.D. Georgiadis, P.A. Karjalainen, O. Airaksinen, M. Kankaanpaa // *Physiol. Meas.* — 2012, № 33— P. 395-412.
91. Meigal A.Yu. Novel parameters of surface EMG in patients with Parkinson's disease and healthy young and old controls./ A. Yu. Meigal, S. Rissanen, M. Kankaanpää, M. Tarvainen, J. Nuutinen, I. Tarkka, O. Airaksinen, P.A. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18407522?ordinalpos=2&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.ResultsPanel.Pubmed.DefaultReportPanel.Pubmed.RVDocSum> Kajalainen // *J. Electromyogr. Kinesiol.* — 2009. Vol. 19, №3. — P. 206-213.
92. Merletti R. Surface EMG signal processing during isometric contractions/ R. Merletti, L. Le Conte // *J. Electromyogr. Kinesiol.* — 1997. Vol. 7. — P. 241-250.
93. Mohseni Bandpei M.A. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review / M.A. Mohseni Bandpei, N. Rahmani, B. Majdoleslam et al. // *J. Manipulative Physiol. Ther.* – 2014 - Vol. 37, №7. P. 510-521.
94. Muller M.D. Cold habituation does not improve manual dexterity during rest and exercise in 5°C / M.D. Muller, Y. Seo, C.H. Kim, E.J. Ryan et al. // *Int. J. Biometeorol.* – 2014. - Vol. 58, №3 P. 383-394.
95. Muza S.R., Young A.J. Respiratory and cardiovascular responses to cold stress following repeated cold water immersions / S.R. Muza, A.J. Young, M.N. Sawka, J. E. Bogart, K.B. Pandolf // *Undersea Biomed. Res.* — 1988. Vol.15, №3. — P. 165–178.
96. Myers L.J. Rectification and non-linear pre-processing of EMG signals for cortico-muscular analysis. / L.J. Myers, M. Lowery, M. O'Malley, C.L. Vaughan, C. Heneghan, Y.X.R. Harley, R. Sreenivasan // *J. Neurosci. Methods* — 2003. Vol. 124. — P. 157-165.
97. Nelms J.D. Cold vasodilatation and cold acclimatization in the hands of British fish filleters / J.D. Nelms, D.J. Soper // *J. Appl. Physiol.* — 1962, №17. — P. 444-8.

98. Nieminen H. Evidence of deterministic chaos in the myoelectric signal / H. Nieminen, E.P. Takala // *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* — 1996. Vol. 36. — P. 49-58.
99. Nishizono H. Muscle fiber conduction velocity related to simulation rate / H. Nishizono, H. Kurata, M. Miyashita // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* — 1989, № 72.—P. 529-534.
100. Oksa J. Neuromuscular performance limitations in cold // *Int. J. Circumpolar Health.* — 2002. Vol. 61, № 2. — P. 154 – 162.
101. Oksa J. Intermittently increased repetitive work intensity and neuromuscular function in the cold / J. Oksa, S. Paasovaara, T. Ollila // *Ind. Health.* — 2012. Vol. 50, № 4. — P. 307 - 315.
102. Palinkas L.A. Circannual pattern of hypothalamic-pituitary-thyroid (HPT) function and mood during extended antarctic residence / L.A. Palinkas, H.L. Reed, K.R. Reedy // *Psychoneuroendocrinology* — 2001. Vol. 26. — P. 421-31.
103. Radomski M.W. Hormone response of normal and intermittent cold preadapted humans to continuous cold / M.W. Radomski, C. Boutelier // *J. Appl. Physiol.* — 1982. Vol. 53, №3. — P. 610–616.
104. Rainoldi A. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle / A. Rainoldi, G. Galardi, L. Maderna, G. Comi, L. Lo Conte, R. Merletti // *J. Electromyogr. Kinesiol.* — 1999. Vol. 9. — P. 105-119.
105. Ramanathan N.L. A new weighting system for mean surface temperature of the human body // *J. Appl. Physiol.* — 1964. Vol. 19. — P. 531-533.
106. Reed H.L. Impairment in cognitive and exercise Performance during prolonged Antarctic Residence effect of Thyroxine supplementation in the polar Triiodthyronine syndrome / H.L. Reed, K.R. Reedy, L.A. Palinkas, N. Van Do, N.S. Finney, H.S. Case , H.J. LeMar, J. Wright, J. Thomas // *J. Clin. Endocrin. Metab.* — 2001. Vol. 86, №.1. — P. 110-116.
107. Rissanen S.M. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18633662>Surface EMG and acceleration signals in Parkinson's disease: feature extraction and cluster analysis./

S.M. Rissanen, M. Kankaanpää, A. Meigal, M.P. Tarvainen, J. Nuutinen, I.M. Tarkka, O. Airaksinen, P.A. Karjalainen // *Med. Biol. Eng. Comput.* — 2008. Vol. 46, №9. — P. 849-858.

108. Rytönen M. Cold exposure and cold related symptoms /M. Rytönen, V.P. Raatikka, S. Näyhä, J. Hassi // *Duodecim.* — 2005, № 121. — P. 419-423.

109. Semmler J.G. Motor-unit coherence during isometric contractions is not responsible for larger motor-unit forces in old adults / J.G. Semmler, K.W. Kornatz, R.M. Enoka // *J. Neurophysiol.* — 2003. Vol. 90. — P. 1346-1349.

110. Stocks J.M. Human physiological responses to cold exposure / J.M. Stocks, N.A. Taylor, M.J. Tipton, J.E. Greenleaf // *Aviat. Space Environ. Med.* — 2004. Vol. 75, №5. — P. 444–457.

111. Sung P.S. Gender differences in spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigue // *J. Rehabil. Res. Dev.* — 2008. Vol. 45. — P. 1431-1439.

112. Tipton M.J. Substrate utilization during exercise and shivering / M.J. Tipton, G.M. Francis, G.S. Meneilly, I.B. Mekjavic // *Eur.J.Appl.Physiol.* — 1997, № 76. — P. 103-108.

113. Toen Ø. Hibernation in black bears: independence of metabolic suppression from body temperature / Ø. Toen, J. Blake, D.M. Edgar, D.A. Grahn, H.C. Heller, B.M. Barnes // *Science.* — 2011. - Vol. 331, № 6019. — P. 807-974.

114. The Eurowinter Group. Cold exposure and winter mortality from ischaemic heart disease, cerebrovascular disease, respiratory disease, and all causes in warm and cold regions of Europe // *The Lancet.* — 1997. Vol. 349, № 9062. — P. 1341-1346.

115. Troni W. Conduction velocity along human muscle fibers in situ / W. Troni, R. Cantello, I. Rainero // *Neurology.* — 1983. Vol.33. — P. 1453-1459.

116. Vybíral S. Thermoregulation in winter swimmers and physiological significance of human catecholamine thermogenesis / S. Vybíral, I. Lesná, L. Jansky, V. Zeman // *Exp. Physiol.* — 2000. - Vol.85, №3. — P. 321-326.

117. Wakeling J.M. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise / J.M. Wakeling, S.A.

- Pascual, B.M. Nigg, V. von Tscharner // *Eur. J. Appl. Physiol.* — 2001. Vol. 86. —P. 40-47.
118. Weber J.M. Fuel selection in shivering humans / J.M. Weber, F. Haman // *Acta Physiol. Scand.* – 2005 - Vol. 184, №4. – P. 319-329.
119. Yakimenko M.A. Thermoregulation in man during cold adaptation // *Arctic Med. Res.* — 1991, Suppl. P.534-536.
120. Young A.J. Homeostatic responses to prolonged cold exposure: human cold acclimatization // *Environmental Physiology, Vol. 1, Handbook of Physiology* / Ed. Fregly M.J., Blatteis C.M. — New York : Oxford University Press. — 1996. — P. 419-438.
121. Yu J. People who live in a cold climate: thermal adaptation differences based on availability of heating / J. Yu, G. Cao, W. Cui, Q. Y. Ouyang // *Indoor Air* – 2013. – Vol. 23, №4. – P. 303-310.