

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение
«Институт экспериментальной медицины»
ФГБНУ «ИЭМ»

На правах рукописи

Сергеев Тимофей Владимирович

**ВЛИЯНИЕ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ
НА ПЕРЕХОДНЫЕ ПРОЦЕССЫ В КАРДИОВАСКУЛЯРНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА**

03.03.01 – физиология

диссертация на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Научный руководитель: доктор биологических наук, профессор

Суворов Николай Борисович

Научный консультант: кандидат медицинских наук

Милюхина Ирина Валентиновна

Санкт-Петербург– 2018

Оглавление

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	4
ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1. ПОСТУРАЛЬНЫЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ И ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ ГЕМОДИНАМИКИ ЧЕЛОВЕКА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)	12
1.1. Виды и назначение постуральных воздействий	12
1.2. Гемодинамические реакции на простые постуральные воздействия.....	15
1.3 Механизмы физиологических реакций на ортостатическую нагрузку.....	27
1.4 Простые постуральные воздействия и протоколы их проведения. Классификация гемодинамических реакций	33
1.5. Методы терапии, реабилитации и тренировки на основе постуральных и подобных им воздействий.....	37
1.6. Заключение и выводы первой главы	41
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ МОЛОДЫХ ИСПЫТУЕМЫХ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ	43
2.1 Регистрируемые и рассчитываемые физиологические параметры	43
2.2 Характеристика группы испытуемых.....	46
2.3 Требования к оборудованию для регистрации физиологических параметров и обеспечения постуральных воздействий	47
2.4. Аппаратно-программный комплекс для сложных постуральных воздействий (механургический стол СА-03) и регистрации физиологических параметров	48
2.5 Описание процедуры проведения испытаний	50
2.6 Методы обработки и анализа физиологических данных.....	51
2.7. Выводы второй главы	54
ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА СПОСОБОВ АНАЛИЗА И МОДЕЛИРОВАНИЕ ПЕРЕХОДНЫХ ПРОЦЕССОВ РЕГУЛЯЦИИ ГЕМОДИНАМИКИ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ. ПРОТОКОЛЫ ИХ ПРОВЕДЕНИЯ	55
3.1 Разработка способов анализа переходных процессов регуляции гемодинамики при сложных постуральных воздействиях.....	55
3.2 Моделирование переходных процессов регуляции гемодинамики при сложных постуральных воздействиях	61
3.3.Разработка модели сложных постуральных воздействий	70
3.4 Разработка протоколов сложных постуральных воздействия	74

3.5. Выводы третьей главы	77
ГЛАВА 4. ИЗУЧЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ МОЛОДЫХ ИСПЫТУЕМЫХ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ (РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ).....	78
4.1 Показатели гемодинамики молодых испытуемых при постуральных воздействиях по протоколу №1	78
4.2 Показатели гемодинамики молодых испытуемых при сложных постуральных воздействиях по протоколу №2	97
4.3 Выводы четвёртой главы	104
ГЛАВА 5. ПОКАЗАТЕЛИ ГЕМОДИНАМИКИ МОЛОДЫХ ИСПЫТУЕМЫХ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ (ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ).....	107
5.1 Оценка гемодинамических реакций в пространстве состояний	107
5.2 Сравнение гемодинамических реакций на простые однократные и сложные периодические постуральные воздействия.....	109
5.3 Артериальное давление и объёмная скорость кровотока при постуральных воздействиях по протоколам №1 и №2	116
5.4 Показатели вариабельности сердечного ритма при колебательных постуральных воздействиях (по протоколу №2).....	117
5.5 О механизмах физиологических реакций и характере переходных процессов при колебательных постуральных воздействиях	120
5.6 Рекомендации по использованию сложных постуральных воздействий	125
5.7 Выводы пятой главы	130
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	131
ВЫВОДЫ	132
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	133
ПРИЛОЖЕНИЯ	146

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АДср. – среднее артериальное давление;
АОП – антиортостатическое положение;
АОНП – антиортостатическая нагрузочная проба;
ВСР – вариабельность сердечного ритма;
ВТ – ваготонический тип вегетативного тонуса;
ГБ – гипертоническая болезнь;
ГП – горизонтальном положение;
ГР – гемодинамическая реакция;
град. – угловые градусы;
ГС – гемодинамический статус;
ГрТК – гиперкинетический тип кровообращения;
ГТК – гипокинетический тип кровообращения;
ДА – дыхательная аритмия;
ДАД – диастолическое артериальное давление;
ДИИ.ст. – динамичная инфра-инфракраниальная стадия ПВ;
ДИС.ст. – динамичная инфра-супракраниальная стадия ПВ;
ДСИ.ст. – динамичная супра-инфракраниальная стадия ПВ;
ДСС.ст. – динамичная супра-супракраниальная стадия ПВ;
ИБС – ишемическая болезнь сердца;
ИН – индекс напряжения регуляторных систем;
И.ст. – изокраниальная стадия ПВ;
мм. рт. ст. – миллиметры ртутного столба;
Макс. – максимальное значение;
Мин. – минимальное значение;
МОК – минутный объём кровообращения;
НГ – номограмма гемодинамики;
НГР – направление гемодинамической реакции;
НТ – нормотонический тип вегетативного тонуса;
ОКП – ортоклиноостатическая проба;
ОП – ортостатическое положение;
ОПСС – общее периферическое сопротивление сосудов;
ПВ – постуральные воздействия;
ПН – постуральные нагрузки;
ПК – персональный компьютер;

ПП – переходный процесс;
ПФ – полосовой фильтр;
САД – систолическое артериальное давление;
СВК – спектрально-временное картирование;
СИ – сердечный индекс;
СИ.ст. – статичная инфракраниальная стадия ПВ;
ССС – сердечно-сосудистая система;
Ср. знач. – среднее значение;
СС.ст. – статичная супракраниальная стадия ПВ;
СТ – симпатотонический тип вегетативного тонуса;
Ст. откл. – стандартное отклонение;
ТВТ – тип вегетативного тонуса;
ТГ – точка состояния гемодинамики пациента;
ТК – тип кровообращения;
ТСК – тип сердечного кровообращения;
УГО – условное графическое обозначение;
у.е. – условные единицы;
УИ – ударный индекс;
УОК – ударный объём крови (кровообращения);
ФУ – физические упражнения;
ЦНС – центральной нервной системы;
ЧСС – частота сердечных сокращений;
ЭКС – электрокардиосигнал;
ЭКГ – электрокардиограмма;
ЭТК – эукинетический тип кровообращения.

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы. Среди различных видов постуральных воздействий (ПВ) в работе рассматриваются действия, связанные с перемещением-ориентацией человека в пространстве с помощью специальных технических средств, например вертикализаторов. Человек при этом находится в относительно пассивном состоянии, т.к. располагается на ложе с дистально фиксированными конечностями. При изменении положения-ориентации тела человека, т.е. при постуральных движениях, вследствие влияния силы тяжести и сил инерции происходит внутреннее перераспределение жидкостных сред, оказывающее выраженное воздействие не только на отдельные органы и системы, но и на организм в целом. Так направленное применение ПВ позволяет вызывать значимые и специфичные реакции со стороны кардиоваскулярной, кардиореспираторной и других систем организма (Осадчий, 1986; Минвалеев, 1998; Дониная, 2011). Интенсивность и продолжительность возникающих при ПВ эффектов сложным образом зависит как от характеристик самого действия, так и от состояния организма.

Специфичность реакций организма на ПВ связана с рядом особенностей: 1) положения, в которых оказывается испытуемый при ПВ, их сменяемость и длительность самостоятельно недостижимы; 2) интенсивность воздействий определяется целью их применения и состоянием испытуемого (пациента), а не его способностью к выполнению тех или иных физических упражнений (ФУ); 3) при этом интенсивность строго дозируется параметрами ПВ, т.е. углами, скоростями, длительностями и порядком выполнения. При пассивных ПВ, в отличие от ФУ, усиление кровотока происходит без его перераспределения в пользу действующих мышц и без увеличения мышечного напряжения. Данные особенности постуральных и подобных им воздействий использовались для реабилитации пациентов с различными заболеваниями (Vernon et al., 1985; Котельников, Яшков, 2003; Бокерия и др., 2005; Толкачѳв и др., 2015).

Основой сложных ПВ является поочерѳдная смена ортостатических (ОП) и антиортостатических положений (АОП), т.е. многократные, в том числе колебательные, воздействия. В результате происходят поочерѳдные и противоположно направленные реакции организма, в частности: отрицательная и положительная инотропная реакции сердца, вазоконстрикторные и вазодилатационные сосудистые реакции, положительный и отрицательный хронотропный эффект, перераспределение депонирования крови в сосудах нижней и верхней частей тела. Соответственно на резистивную, емкостную и обменную функции сосудов оказываются периодические знакопеременные влияния, сложным образом зависящие от параметров ПВ. Несмотря на относительную простоту и безопасность, метод не получил соответствующего своим возможностям распространения (Софронов и др., 2014), хотя особенности влияния ПВ на организм человека изучались давно (Vernon et al., 1985) и существует врачебный опыт применения слож-

ных ПВ для реабилитации пациентов с различными заболеваниями с применением механургического стола СА-03 (АО «ГОЗ Обуховский Завод») (Толкачёв и др., 2015).

Таким образом, необходимым является изучение реакций кардиоваскулярной системы (КВС) при непрерывном наблюдении в динамике развития, именно сложных постуральных воздействий, т.е. с синхронной регистрацией и анализом основных показателей гемодинамики и перемещения-ориентации испытуемых.

Степень разработанности темы исследования. Вопросы физиологии кровообращения на системном и регионарном уровнях, связанные с приспособительными процессами в КВС, изучены достаточно глубоко и разносторонне (Ткаченко и др., 1986; Морман и Хеллер, 2000; Гайтон, 2008). Показатели реакций КВС на простые ПВ в виде орто-, клино- и антиортостатических проб в статичных состояниях испытуемых («до» и «после» воздействия) также изучены довольно подробно (Gauer, 1965; Осадчий, 1986; Jepsen, 1995), в том числе в моделях на животных (Донина, 2011). Гораздо меньше исследований, проводившихся во время ПВ и посвящённых изучению физиологических реакций, происходящих между двумя установившимися состояниями, т.е. переходных процессов (ПП) в кардиоваскулярной системе человека (Toska et al., 2002; Sheriff et al., 2007). Переходный процесс начинается в момент смены направления движения испытуемого и продолжается до следующей точки смены направления (завершается он только после прекращения ПВ). Причём физиологические реакции на первое колебание при сложных (колебательных) ПВ должны иметь сходство с реакцией на однократное перемещение при простых ПВ. Исследования, направленные на изучение влияния сложных ПВ на параметры гемодинамики и переходных процессов в КВС человека, не проводились. Такие исследования открывают пути к разработке новых способов функциональной диагностики, к изучению приспособительных и адаптационных свойств КВС в исключительных условиях и, главное, к возможности научно-обоснованного использования коррекции гемодинамики на основе сложных колебательных ПВ для реабилитации пациентов с нарушениями функций КВС, возникших, например, вследствие длительной гипокинезии.

Целью исследования являлось изучение влияния сложных постуральных воздействий в виде периодической знакопеременной ориентации-перемещения организма здорового человека относительно вектора силы тяжести на основные показатели его гемодинамики и определение особенностей происходящих при этом переходных процессов в кардиоваскулярной системе.

Для достижения цели были поставлены следующие **задачи**:

1. Изучить и сравнить показатели гемодинамики здоровых испытуемых в состоянии покоя, при простых постуральных воздействиях в виде пассивных орто- и антиортостатических проб, определить характеристики переходных процессов в кардиоваскулярной системе.

2. Разработать модель переходных процессов в кардиоваскулярной системе при простых и сложных (периодических знакопеременных колебательных) постуральных воздействиях.

3. На основе модели создать методику сложных постуральных воздействий с различными параметрами перемещений (интенсивность, направленность, продолжительность и порядок действий) и синхронного с ними анализа физиологических данных.

4. Изучить показатели гемодинамики и характеристики переходных процессов у здоровых испытуемых при сложных постуральных воздействиях и оценить возможность их использования для коррекции физического состояния (тренировки).

Научная новизна.

Получены и проанализированы новые приоритетные данные о физиологических механизмах реагирования КВС человека на многоэтапные периодические изменения положения организма относительно вектора силы тяжести. Впервые физиологическая оценка гемодинамического статуса молодых здоровых испытуемых основана на результатах прямых синхронных со сложными ПВ измерений и последующего комплексного анализа АД, ударного индекса (УИ), ЧСС и определения показателя симпато-вагусного баланса (LF/HF) при сложных ПВ.

На основе анализа реакций гемодинамики на простые ПВ и соответствующих им переходных процессов на математических моделях резонансных динамических систем доказано, что для получения однонаправленных гемодинамических реакций (ГР) можно использовать периодическое знакопеременное воздействие с различным соотношением длительностей противоположных (орто-, антиорто-) постуральных воздействий и с периодом повторения, который меньше, чем время завершения приспособительных процессов в КВС.

Разработана не имеющая аналогов методика изучения влияния сложных ПВ на параметры КВС в динамике, включающая, в том числе: перечень регистрируемых и рассчитываемых физиологических параметров; требования к испытуемым; требования к оборудованию для регистрации физиологических параметров и обеспечения сложных ПВ; методы обработки и анализа физиологических данных; протоколы сложных ПВ.

Разработаны новые способы векторного представления и классификации ГР на сложные ПВ в фазовой плоскости по интенсивности и направлению реакций, способы обработки кардиограмм для динамической оценки изменений спектральной мощности в стандартных диапазонах КРГ: на основе спектрально-временного картирования (СВК) и линейной частотной фильтрации.

Теоретическая и практическая значимость работы.

Полученные данные о функциональной взаимосвязи ряда параметров деятельности КВС человека и условий его динамической ориентации-перемещения в гравитационном поле раскры-

вают один из аспектов приспособительных и адаптационных свойств функционирования КВС в исключительных условиях сложной динамической постуральной нагрузки.

Результаты работы целесообразно использовать при разработке новых методов функциональной диагностики и способов постуральной коррекции гемодинамики на основе сложных колебательных ПВ для реабилитации пациентов, например, с гипокинезией и восстановления эффективного функционального состояния организма.

Полученные значения показателей системной гемодинамики в их связи с параметрами сложных ПВ являются основой для определения соответствующих диапазонов нормативных значений. Эти данные совместно с разработанной методикой послужат для создания рекомендаций по использованию сложных ПВ для коррекции функционального состояния человека, например, до и после изнурительных физических нагрузок, а также для целей профессионального отбора и тренировки лиц, профессионально связанных с экстремальными видами деятельности (космонавты, лётчики, моряки и др.).

Методология и методы исследования.

Объектом исследования являлись показатели гемодинамики, переходные процессы в кардиоваскулярной системе молодых здоровых испытуемых и синхронно зарегистрированные траектории их ориентации-перемещения (механограммы) при постуральных воздействиях.

Предметом исследования являлось влияние сложных ПВ на показатели гемодинамики молодых здоровых испытуемых: артериальное давление (АД), объёмную скорость кровотока, частоту сердечных сокращений (ЧСС), частотные характеристики variability сердечного ритма (ВСР), а также на характеристики переходных гемодинамических процессов.

Для получения экспериментальных данных использовался метод функциональных проб. В качестве воздействий применялись сложные ПВ в виде периодической знакопеременной относительно горизонтального положения (ГП) ориентации-перемещения испытуемого. При этом первый полупериод колебаний рассматривается как вариант простого (орто-, антиорто-статического) ПВ. Исследование физиологических показателей проводилось в динамическом режиме, показатели регистрировались и анализировались до, во время и после ПВ синхронно с траекторией перемещения испытуемого. Данные обрабатывались с помощью общепринятых статистических методов в программе Statistica 10.0. Для оценки интенсивности и направления ГР использовались разработанные автором способы их векторного представления. Динамическая оценка изменений ВСР производилась на основе спектрального анализа, спектрально-временного картирования (СВК) и линейной частотной фильтрации в стандартных диапазонах кардиоритмограмм. Для анализа механизмов гемодинамических регуляционных переходных процессов в КВС при сложных ПВ использовались элементы теории динамических систем.

Положения, выносимые на защиту:

1. Реакции системной гемодинамики молодых здоровых испытуемых на динамические знакопеременные постуральные воздействия имеют квазипериодический характер, причём реакция на первое колебание этих воздействий соответствует реакции на однократное простое (орто-, антиортостатическое) воздействие, а реакции на второе и последующие колебания отличаются от реакций на первое. При этом период колебаний постуральных воздействий меньше времени завершения приспособительных процессов в сердечно-сосудистой системе.

2. При указанных воздействиях с преимущественно динамической инфракраниальной ориентацией-перемещением у испытуемых происходит увеличение интегральной скорости кровотока, определяемой через ударный индекс. Артериальное давление и частота сердечных сокращений как во время воздействий, так и в заключительной фоновой пробе (без постуральной нагрузки) значимо не изменяются.

3. Сложные постуральные воздействия вызывают увеличение спектральных составляющих кардиоритмограммы (соответствующих спектральным составляющим механограммы воздействия), сопровождающееся снижением средней частоты сердечных сокращений и нормализацией показателя симпато-вагусного баланса.

4. Физиологические механизмы реагирования КВС человека на многоэтапное периодическое перемещение организма относительно вектора гравитации основаны на противоположности переходных и незавершённости приспособительных процессов в сердечно-сосудистой системе, выражающихся в квазисинхронных (по отношению к колебаниям воздействия) изменениях значений системных гемодинамических показателей и показателей симпатической и парасимпатической активности.

Степень достоверности результатов исследований. Достоверность полученных результатов обеспечивается достаточным и репрезентативным количеством выполненных измерений на основе метода функциональных проб (более 150 испытаний). Исследования физиологических показателей проводились в динамическом режиме, показатели системной гемодинамики регистрировались до, во время и после постуральных воздействий синхронно с траекторией перемещения испытуемого. Для их регистрации и совместного анализа использовался специальный компьютеризированный аппаратно-программный комплекс, а также набор методов и программных средств статистической обработки данных.

Апробация результатов. Основные теоретические и практические результаты диссертации были доложены на X – XII Международных междисциплинарных конгрессах «Нейронаука для медицины и психологии» (Судак, Крым, 2014 – 2016), на III научно-практической конференции с международным участием «Клиническая нейрофизиология и нейрореабилитация» (Санкт-Петербург, 2015), на IV Международной междисциплинарной конференции «Современные

проблемы системной регуляции физиологических функций» (Москва, 2015), на Всероссийской научно-практической междисциплинарной конференции с международным участием «Реабилитация и профилактика» (Москва, 2015), на X the Russian–German conference on Biomedical engineering (Санкт-Петербург, 2014), а также на научных семинарах отделов экологической физиологии (2013 – 2017) и физиологии висцеральных систем им. К.М. Быкова (2014) ФГБНУ «ИЭМ» (Санкт-Петербург). Результаты диссертации были использованы при разработке методических рекомендаций «Инверсионная терапия в системе медицинской реабилитации» (Санкт-Петербург, 2015).

Личный вклад автора: самостоятельное проведение теоретических и практических исследований, разработка способов обработки и представления результатов, их анализ и обобщение.

Публикации. По теме диссертации опубликовано 16 научных работ. Из них 4 статьи – в изданиях, рекомендованных ВАК, 1 патент, 2 зарегистрированные программы для ЭВМ, 8 работ в материалах международных и российских научных конференций. Выпущены методические указания.

Структура и объём диссертации.

Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения и приложения, изложена на 149 страницах машинописного текста, содержит 72 рисунка, 22 таблицы и 19 формул. Список литературы включает 156 источников, из них 104 отечественных и 52 зарубежных.

ГЛАВА 1. ПОСТУРАЛЬНЫЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ И ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ ГЕМОДИНАМИКИ ЧЕЛОВЕКА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Виды и назначение постральных воздействий

Постуральные (англ. posture — поза, положение) воздействия (ПВ) – это действия, связанные с перемещением-ориентацией человека в пространстве, в том числе, с помощью специальных технических средств и направленные на изменение взаимного расположения, напряжения и перемещения твёрдых и жидких сред организма (Осадчий Л.И., 1986; Дони́на Ж.А., 2011). Данный эффект достигается за счёт изменения вклада силы гравитации в формирование совокупных сил, действующих на массы внутри организма во время перемещения-ориентации человека. Человек при этом находится в относительно пассивном состоянии, т.е. располагается на ложе с дистально фиксированными конечностями. Испытуемому не требуется усилий для перемещения (и удержания веса) собственного тела. Примеры некоторых возможных положений испытуемого при таком перемещении приведены на рисунке 1.1.

Под простыми ПВ в работе подразумеваются однократные перемещения-ориентации организма человека в пространстве в одной плоскости с постоянной угловой скоростью, например, клино-, орто- и антиортостатические пробы с контролем физиологических показателей в статических положениях; под сложными ПВ – многократные, в частности, колебательные (периодические) перемещения-ориентации в различных плоскостях, с различной скоростью и с постоянной синхронной регистрацией физиологических данных.

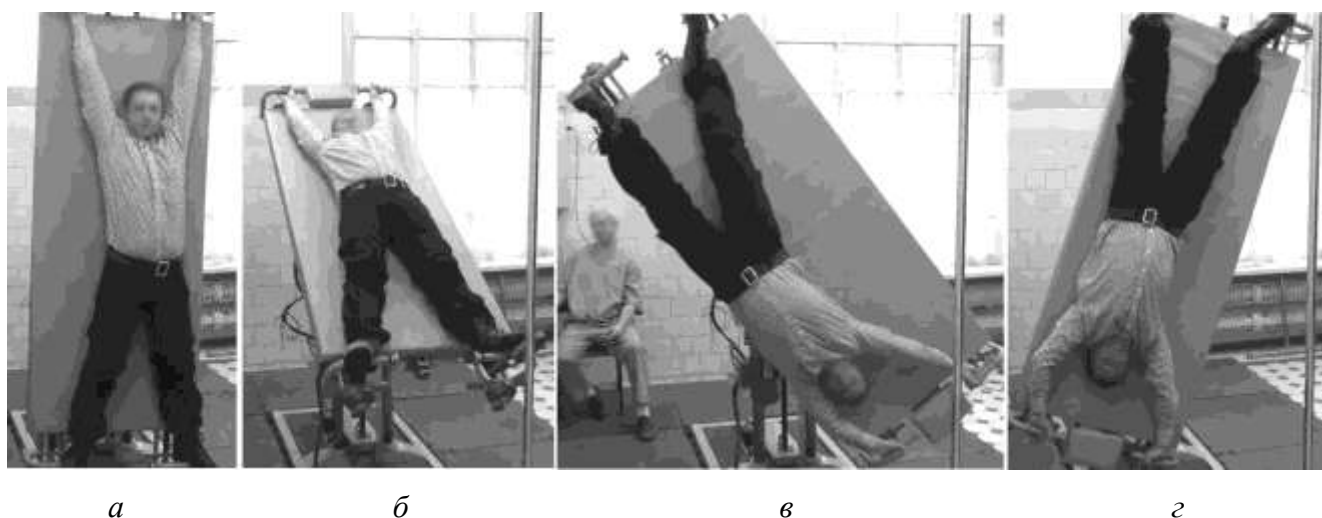


Рисунок 1.1 – Примеры положений испытуемого при сложных ПВ

Известно, что изменения положения тела человека (под действием силы тяготения Земли) вызывают гравитационное перераспределение внутренних жидких сред, мягких и твёрдых структур, оказывающее выраженное действие на весь организм. Интенсивность и продолжительность эффектов от такого воздействия сложным образом зависит как от характеристик самого воздействия, так и от состояния организма (Осадчий Л.И., 1986; Минвалеев Р.С. и др.

1998; Дони́на Ж.А. и др., 2013). Эти возможности используются в лечебной физкультуре – системе физических упражнений (ФУ), предназначенных для реабилитации (Минвалеев Р.С., 2014). Такие «постуральные действия», вызывающие положительный, оздоровительный эффект как для отдельных систем, так и для организма в целом, получили заслуженное признание и распространение для профилактики и реабилитации больных с различными заболеваниями. При этом направленное применение ПВ позволяет вызывать значимые положительные и специфичные реакции организма, однако не имеет распространения, соответствующего своим возможностям (Софронов Г.А. и др., 2014), хотя особенности влияния ПВ на организм человека изучались давно, например, в работах Vernon H. et al., (1985) и существует многолетний опыт применения сложных ПВ для реабилитации пациентов с различными заболеваниями Толкачёвым П.И. (Толкачёв П.И. и др., 2015, 2016; Третьякова Г.А. и др., 2015]. Такая ситуация связана с недостаточной изученностью реакций организма на сложные ПВ и, в частности, на пассивную динамическую ориентацию организма в гравитационном поле. Отчасти это вызвано сложностью технической реализации систем для динамической ориентации организма с одновременной регистрацией и оценкой его физиологических параметров.

Уникальность реакций организма, достигаемых путём использования пассивной динамической ориентации-перемещения, связана с рядом его свойств:

1. Многие положения в пространстве, в которых оказывается пациент при рассматриваемых ПВ, не могут быть достигнуты самостоятельно.
2. Длительность нахождения в этих положениях и их сменяемость также самостоятельно не контролируются.
3. Время и интенсивность терапевтических или реабилитационных ПВ определяется целью лечения и состоянием пациента, а не его способностью к выполнению тех или иных физических упражнений.

Физиологические основы процессов, происходящих при динамически изменяющемся положении организма, то есть при различном по интенсивности, направленности, продолжительности и порядке действия сил на органы, системы и ткани организма до конца не изучены, несмотря на многочисленные работы в этой области. С позиции целеполагания эти исследования условно можно разделить на три группы:

1. Изучение физиологических реакций на ПВ (Аветикян Ш. Т., Зингерман А. М. 1979; Осадчий Л.И., 1986; Дони́на Ж.А. и др., 2013).
2. Использование ПВ в качестве функциональных проб. Отличие от первой группы заключается, во-первых, в использовании стандартных воздействий, а во-вторых, в смещении внимания исследователей на реакции организма на какие-либо иные виды воздействий, например,

фармакологические (Карпов Р.С., Дудко В.А., 1998; Оленская Т.Л., Козловский В.И., 2003; Снежицкий В.А., 2006; Сычев О.С., Жаринов О.И. 2008; Черкасова В.Г., 2010).

3. Использование постуральных или подобных им воздействий в терапевтических целях, однако, подробных методических описаний в литературе крайне мало (см. п. 1.5) (Vernon H. et. al., 1985; Бокерия Л.А., 2005; Михайлов В.М. и др., 2003; Котельников Г.П., Яшков А.В., 2003; Prasad K.S. et. al., 2011; Минвалеев Р.С., 2014; Толкачев П.И. и др., 2015).

Важным отличием указанных групп исследований друг от друга являются параметры используемых в них ПВ и их чрезвычайное разнообразие, которое не позволяет создать целостную картину физиологических реакций и переходных процессов. Эти параметры определяют совокупную интенсивность ПВ, основные из них отражены в таблице 1.1.

Используемые в указанных группах исследований углы наклона и продолжительности процедур, в основном имеют близкие значения диапазонов, а главное отличие терапевтических процедур ПВ связано с их многоэтапностью (динамикой) и определённой последовательностью.

Таблица 1.1.

Значения параметров ПВ для трёх видов исследований.

Параметры ПВ	Цели применения постуральных воздействий		
	1. Изучение физиологических реакций	2. В качестве функциональных проб	3. В качестве терапевтического воздействия
а) углы наклона	от -90° до 90°	от -20° до 30 °	от -90° до 90°
б) продолжительность процедуры	1) 1 – 45 мин. для одного этапа; 2) до 24 ч. для одного этапа; 3) многосуточная	0,5 – 10 мин. для одного этапа	0,5 – 5 мин. для одного этапа, 45 мин. для всей процедуры
в) последовательность воздействий	1) 2-х этапное; 2) 1 этапное; 3) многоэтапное (случайное)	2-х этапное	Многоэтапное (заданное программой)
Литературные источники	Аветикян Ш. Т., Зингерман А. М. 1979; Осадчий Л.И., 1986; Донина Ж.А. и др., 2013	Карпов Р.С., Дудко В.А., 1998; Оленская Т.Л., Козловский В.И., 2003; Снежицкий В.А., 2006; Сычев О.С., Жаринов О.И. 2008; Черкасова В.Г., 2010	Vernon H. et. al., 1985; Бокерия Л.А., 2005; Михайлов В.М. и др., 2003; Котельников Г.П., Яшков А.В., 2003; Prasad K.S. et. al., 2011; Минвалеев Р.С., 2014; Толкачев П.И. и др., 2015

1.2. Гемодинамические реакции на простые постуральные воздействия

Из множества исследований влияния разнообразных постуральных произвольных действий и постуральных воздействий на различные физиологические параметры нами были выделены работы, связанные с изучением влияния на организм и его системы ортостатических и антиортостатических проб, изменений, вызванных силой гравитации, специальными средствами и применением ФУ со значительным и длительным изменением положения тела. Анализ публикаций показал, что результаты исследований имеют несколько разрозненный по отдельным системам и оцениваемым параметрам, а иногда и противоречивый характер (Белозерова Л. М., 2001). Отчасти это обусловлено тем, что ПВ прямо или опосредованно через сердечно-сосудистую систему оказывают сложное влияние практически на все органы человека. Ниже-приведённое краткое изложение известных исследований сделано с акцентом на противопоставлении реакций на ортостатические и антиортостатические ПВ, поскольку предполагается, что именно их определённая комбинация и может вызывать положительные эффекты в состоянии организма.

Далее приведены результаты обзора литературы, в том числе, исследований Л. М. Белозёровой (Белозерова Л. М., 2001) и Р. С. Минвалеева (Минвалеев Р. С. и др., 1996, 1997, 1998; Минвалеев Р.С., 2014), посвящённых исследованиям влияния ортостатической и антиортостатической проб на гемодинамические показатели. При опускании головного конца поворотного стола с испытуемым вниз частота сердечных сокращений (ЧСС) снижается, при этом увеличивается систолический объём, артериальное, венозное и пульсовое давление, систолический и минутный объёмы (на 30 – 60%), периферическое сопротивление и температура кожи лба. Большинство исследователей отмечали повышение систолического, среднего и пульсового давлений и снижение диастолического давления.

Следующие примеры показывают, что характер описанных изменений зависит как от указанных выше параметров ПВ (угол наклона, продолжительность), так и от состояния и характеристик пациентов: пола, возраста, физиологических параметров (тонус сосудов нижних конечностей, уровень артериального давления АД и др.).

В работе Г. З. Чуваевой (1965) при антиортостатической пробе (30°) отмечено снижение пульса у 50% испытуемых, учащение – у 25% и еще у 25% изменения пульса были незначительными или незакономерными. При изучении состояния испытуемых различного возраста при пассивном переводе в антиортостатическое положение (АОП) было получено, что снижение ЧСС выражено больше у детей, а у взрослых изменения недостоверны, при этом вариационный размах сердечного цикла у детей увеличивался, у взрослых не изменялся, скорость кровотока замедлялась у детей на 1-й минуте, а у взрослых – на 3-й минуте и позднее (Белозерова Л. М., 2001).

Антиортостатическая проба 10° вызывала достоверное понижение систолического (САД) и диастолического артериального давления (ДАД) у молодых и пожилых женщин, а достоверное увеличение систолического объема – только у молодых. При этом минутный объем и общее периферическое сопротивление изменялись незначительно во всех возрастных группах. При угле наклона 20° было зафиксировано снижение пульсового давления в обеих возрастных группах (Белозерова Л. М., 2001).

При малой антиортостатической пробе (с углом наклона 10°) частота сердечных сокращений у молодых женщин имела максимальное снижение на 5-й минуте наклонного положения и составила 4,2%, у пожилых женщин – 2,6% на 7-й минуте, у старых женщин – 3,9% тоже на 7-й минуте после перемены позы. С возрастом несколько уменьшается количество лиц, у которых снижается частота пульса: 84% у 18–28-летних, 76% у пожилых и старых женщин (Белозерова Л. М., 2001).

При угле наклона 20° максимальное урежение в первой группе было отмечено на 5-й минуте и составило 8,2%, во второй группе – 5,2% на 10-й минуте, в третьей группе – 4,8% тоже на 10-й минуте после изменения позы. Наибольшие сдвиги были отмечены у молодых женщин и только для них характерны достоверные изменения после пробы. У пожилых и старых женщин прослеживается лишь тенденция к уменьшению частоты сердечных сокращений. Снижение наблюдалось у 88% 18–28-летних, у 88% 60–74-летних и у 84% 75–89-летних (Белозерова Л. М., 2001).

А. В. Грищенко (1971) наблюдал изменения частоты сердечных сокращений при антиортостатической позе (-55°) в течение 10-и минут: первые 40–45 секунд было урежение пульса, потом учащение, незначительно превышающее исходный уровень, затем стабилизация к концу 10-й минуты. При возвращении в горизонтальное положение – учащение пульса и достижение на 70–120 секундах исходной величины. Два типа реакции ЧСС при пассивной антиортостатике при максимальном угле наклона (-90°) различают К. Б. Ахмедов, Ю. Л. Кислицын (1970): первый тип – урежение в 1-ю минуту, а к концу 3-й минуты – возвращение к исходному уровню у 58% испытуемых; второй тип – учащение сердечных сокращений от начала до конца исследования у 40% испытуемых (по Белозеровой Л. М., 2001).

В исследовании Н. К. Саваневского (2011) также показано, что реакции организма на ПВ зависят от физического состояния пациента. Степень изменения ЧСС и САД при выполнении ортоклиноостатической пробы зависит от исходного тонуса кровяного русла нижних конечностей. У испытуемых с исходно пониженным тонусом сосудов ног при первых многократно выполняемых ортоклиноостатических пробах, как правило, наблюдается уменьшение САД, что может приводить к кратковременному ухудшению кровоснабжения головного мозга и головокружению.

A. Radovic (1973), Д. А. Алексеев с соавт. (1974) установили, что 20-минутная антиортостатическая проба при 30° является наиболее «физиологичной», т.е. адекватной для гемодинамики мозговых и легочных сосудов, а та же проба продолжительностью более 20 мин. – чрезмерной (по Белозеровой Л. М., 2001).

Э. И. Манцев и соавт. (2011) показали, что длительное пребывания в условиях антиортостатической гипокинезии в процессе адаптации вызывает у людей полиморфные клинико-функциональные расстройства, формирующиеся в клинико-физиологические синдромы, среди которых наиболее часто отмечаются: синдром вегетативно-сосудистой дисфункции, астеноневротический синдром, синдром детренированности аппарата кровообращения, трофические и нервно-мышечные нарушения, болевой синдром, синдром метаболических и гормональных нарушений. При этом степень выраженности указанных нарушений и продолжительность восстановительного периода зависят от длительности гипокинезии, объёма и регулярности применения профилактических мероприятий во время гипокинезии.

Более подробное изучение изменений при ПВ также выявило сложную зависимость показателей variability сердечного ритма (BCP) от интенсивности ПВ. Так, в работе J. A. Taylor и D.L. Eckberg (1996) было показано, что наличие синусовой аритмии у человека в положении лёжа оказывает гораздо менее значимое влияние на АД, чем у него же в положении 40° ортостаза.

По данным W.H. Cooke et al. (1999), абсолютные значения мощности высокочастотных колебаний (HF) кардиоритма снижаются пропорционально углу наклона (от 0 до 90°), тогда как мощность низкочастотных колебаний (LF) не меняется. Подобные результаты наблюдались и в исследовании группы А. Малиани (N. Montano et al., 1996): абсолютная мощность HF с увеличением угла наклона линейно снижается, а абсолютные значения мощности LF не коррелированы с углом наклона, и даже при наклоне 90° их мощность не отличается от таковой при 0° . Как считают В.М. Хаютин и Е. В. Лукошкова. (2002), это является результатом постепенного закономерного уменьшения мощности дыхательной аритмии, а не усиления симпатических влияний, поскольку последний не возрастает. В результате дальнейших исследований группы А. Малиани (1998) у здоровых добровольцев была обнаружена сильная корреляция между степенью наклона и мощностью низкочастотных (LF), и высокочастотных (HF) компонентов кардиоритма (рисунок 1.2), но не при абсолютных, а при относительных величинах спектральной мощности (рисунок 1.2,б). При этом было также обнаружено, что в процессе перехода в положение с поднятой головой влияние блуждающего нерва (вагусное влияние) и симпатическая активация появлялись почти одновременно, как осцилляции амплитуды низкой и высокой частоты.

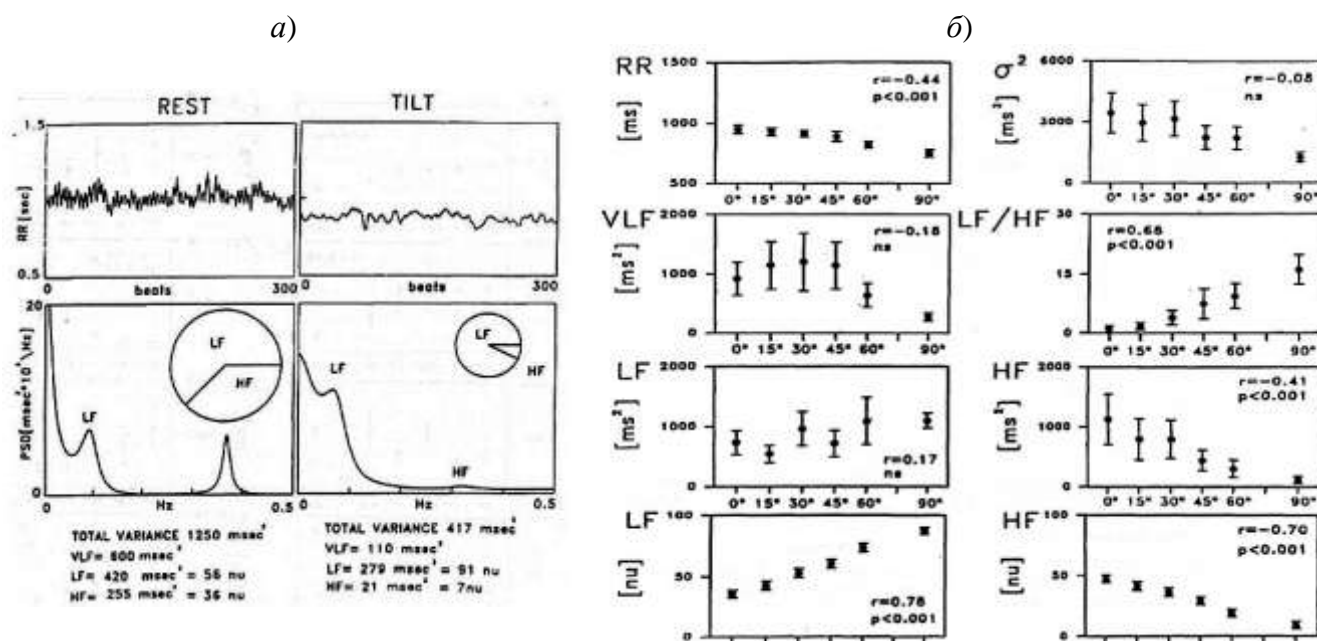


Рисунок 1.2 – Оценка изменений ВСП при тилт-тесте: а) пример для одного испытуемого; б) пример для основной группы испытуемых соотношения между углом поворота и показателями ВСП (по А. Малиани, 1998)

По данным работы S. Mukai и J. Hayano (1995) были получены несколько иные результаты: при пассивной ортопробе до угла 30° мощность LF увеличивается, а при больших углах – снижается. Мощность HF уменьшается последовательно в диапазоне от 30° до 90°. Авторы исследовали 12 здоровых мужчин в возрасте 19-27 лет, в работе N. Montano et al. (1996) семь мужчин и две женщины в возрасте около 30 лет, в работе W.H. Cooke et al. (1999) испытуемых было почти вдвое больше, но в нее входили лица обоих полов, а диапазон возраста составлял 22-66 лет.

Отметим работу E.A. Burne и S.W. Forges (1992), установивших увеличение мощности волн Траубе–Геринга–Мейера качанием тела на платформе с частотой 0,08 Гц под углом 21° в течение 10 мин., происходящее при отсутствии изменений в дыхательной аритмии (ДА) ВСП и в значении средней величины кардиоинтервалов.

Между параметрами ВСП и показателями дыхания существует тесная взаимосвязь, в связи с этим большой интерес представляет влияние ПВ на дыхание. Погодиным и соавт. (2011) показано, что при изменении положения тела из ортостатического в антиортостатическое с наклоном головы вниз на 30° относительно горизонта через 30 минут наблюдается достоверное увеличение длительности вдоха, снижение частоты дыхания, скорости инспираторного и экспираторного потока, увеличение сопротивления дыхательных путей, дыхательный объем и минутный объем дыхания достоверно не изменяются. Постоянство объемных параметров дыхания при переходе в антиортостатическое положение (АОП) обеспечивается резким увеличением электрической активности инспираторных мышц грудной клетки (по результатам электромиографии диафрагмы и парастеральной части межреберных мышц). Установлено, что при спокойном дыхании в АОП вклад торакальных

мышц в вентиляцию легких увеличивается, а диафрагмы – снижается. При максимальных инспираторных усилиях (маневр Мюллера) в АОП обнаружены противоположные изменения: снижение вклада мышц грудной клетки и увеличение диафрагмального вклада по сравнению с ортостатическим положением. Полученные результаты свидетельствуют о координированных перестройках в работе дыхательной мускулатуры, позволяющих сохранить функциональный резерв инспираторных мышц человека при кратковременном воздействии антиортостаза.

В работе Ж. А. Дониной и др. (2011) показано, что гемодинамические реакции при ПВ вызывают сопряженные перестройки в системе внешнего дыхания: изменение структуры лёгочных объёмов и механических характеристик дыхательного аппарата. АОП приводит к снижению дыхательного объема, минутной вентиляции легких и к повышению сопротивления дыханию, т.е. происходит увеличению механической нагрузки на дыхательную систему. В АОП развиваются компенсаторные реакции системы дыхания, направленные на минимизацию изменений легочной вентиляции, опосредованные механо- и хеморецепторным контуром регуляции дыхания. В основе механорефлекторного механизма лежит ослабление афферентной импульсации от рецепторов растяжения легких, что приводит к повышению общего инспираторного усилия. Хеморефлекторные механизмы компенсации осуществляются преимущественно за счет усиления роли центральной хеморецепции.

В работе Е. М. Лесовой и др. (2015) исследовано сочетанное влияние гипоксической и гравитационной нагрузок (пассивная ортостатическая проба) на организм человека. Сравнивались изменения показателей гемодинамики при выполнении ортостатической пробы в условиях нормо- и гипоксии – дыхании газовой смесью с 10% содержанием кислорода в азоте. Установлено, что при переходе из горизонтального положения в вертикальное увеличивается ОПСС, ЧСС и АД, уменьшаются ударный и минутный объёмы крови. При этом гипоксия усиливала реактивность кардиоваскулярной системы (КВС) на ортостатическую нагрузку у одних испытуемых (при увеличении ОПСС еще до перехода в ортостаз, что сопровождалось значительным повышением ЧСС) и снижала у других (при отсутствии предварительного увеличения ОПСС).

Характер изменения отдельных физиологических параметров в соответствии с вышеприведённым обзором литературы, связанных с антиортостатическими пробами, приведен в таблице 1.2. Отмечены изменения, соответствующие рассматриваемому параметру для результатов исследований различных авторов. Более одной тенденции для какого-либо параметра связано с наличием различных результатов исследований. Например, по результатам обзора литературы, приведённого в работе Л. М. Белозёровой (2001), САД при антиортостазе растёт, а по результатам самих исследователей (Белозерова Л. М., 2001) снижается.

Характер изменения отдельных физиологических параметров при ПВ
(составлено по работам Л. М. Белозёровой (2001)).

Физиологические параметры	Изменение величины физиологических параметров при пассивной антиортостатической пробе		
	Увеличение	Неизменность	Уменьшение
Средняя ЧСС	–	–	Уменьшается
	Увеличивается в 25 %	Не изменяется в 25 %	Уменьшается в 50 %
	–	Не изменяется у взрослых	Уменьшается у детей
	Увеличивается	Не изменяется	
	Увеличивается в 40 %	–	Уменьшается в 58 %
Вариационный размах	Увеличивается у детей	Не изменяется у взрослых	–
Размеры сердца	Увеличиваются	–	–
Систолический объем	Увеличивается	–	–
	Увеличивается	Не изменяется	Уменьшается
Минутный объём	Увеличивается	–	–
	–	Не изменяется	–
Периферическое сопротивление	Увеличивается	–	–
	–	Не изменяется	–
Артериальное давление	Увеличивается	–	–
САД	Увеличивается	–	–
	–	–	Уменьшается
ДАД	–	–	Уменьшается
Пульсовое давление	Увеличивается на 30 – 60 %	–	–
	–	Не изменяется	–
	–	–	Уменьшается
Венозное давление	Увеличивается	–	–
Кожная температура лба	Увеличивается	–	–
Длительность вдоха	Увеличивается	–	–
Частота дыхания	–	–	Уменьшается
Дыхательный объём	–	Не изменяется	–
Скорость инспираторного потока	–	–	Уменьшается
Скорость экспираторного потока	–	–	Уменьшается

Такая противоречивость в оценке результатов связана с тем, что как уже отмечалось, характер описанных изменений зависит от многих факторов, и в том числе от продолжительности ПВ. В соответствии с обзором, приведённом в работе Р.С. Минвалеева и соавт. (1996), а также, по мнению Л.И. Осадчего с соавт. (1993) процессы в сосудистой системе в переходном периоде (в начале ПВ) изучены в значительно меньшей степени, чем при длительном одноэтапном ПВ, т.е. в установившемся режиме. Такая ситуация сохраняется и в настоящее время. При этом по

данным Sprangers R.L. et al. (1991) в первые 20–30 секунд ортостатической пробы всегда возникает вазодилатация (релаксация гладкой мускулатуры в стенках кровеносных сосудов), которая только затем компенсируется вазоконстрикцией (особенно артерий). Поэтому первые минуты антиортостаза связаны с увеличением общего периферического сопротивления, и только затем наступает его уменьшение (Цыбенко В.А., Грищенко А.В., 1993). При изучении сердечного выброса у детей в условиях антиортостаза в конце первой минуты были обнаружены все три возможных варианта динамики величин ударного (систолического) объёма: увеличение, уменьшение и отсутствие изменений (Тупицина Л.П. с соавт., 1986). Как показано в работе В.В. Трифонова (2013) несмотря на то, что значения АД_{ср} у лиц с сердечным и сосудистым типами сердечного кровообращения (ТСК) при постуральных воздействиях не отличались друг от друга, механизмы его поддержания на зарегистрированном уровне были различными. У лиц с сердечным ТСК АД_{ср} поддерживалось в основном за счёт производительности сердца, а у лиц с сосудистым ТСК – за счёт сосудистого компонента.

Эти и другие данные говорят о необходимости дальнейшего изучения постуральных реакций гемодинамики именно в первые минуты антиортостатического воздействия (Wieling W. et al. 1998; Р.С. Минвалеев и соавт., 1996; Белозерова Л. М., 2001).

В качестве примера подобных исследований можно привести комплекс исследований влияния гипер- и микрогравитации на гемодинамику (Blažek V. et al., 2005; 3. Blanik N. et al., 2007), где эти условия создавались в самолёте, взлетающем на высоту 8,5 км с углом подъёма, достигающим 42°, было показано, что при гипергравитации (до 1,8 g, в течение 20 с) наполняемость подкожного артериального русла нижних конечностей увеличивалась на 1,5–2,5 %, венозного на 5 %; а при микрогравитации (до 0,1 g, в течение 20 с) наполняемость подкожного артериального русла нижних конечностей уменьшалась на 4–6 %, венозного на 10–20 %. Эти результаты позволяют дать косвенную оценку диапазону изменений наполняемости подкожного артериального и венозного русла нижних конечностей при переходе от горизонтального положения к вертикальному (гипергравитация) и к антиортостатическому (микрогравитация).

Исследователи К. Toska и L. Walloe (2002) обнаружили, что ударный объём первоначально увеличивался при переводе в ортостатическое положение, прежде чем упасть ниже исходных значений в течение более длительного нахождения испытуемого в ортостатическом положении.

В исследовании D. D. Sheriff (2007) изучались гемодинамические последствия двухэтапных гравитационных нагрузок для проверки гипотезы о влиянии избыточного увеличения сосудистой проводимости нижних конечностей, индуцированного «гравитационным стрессом», на избыточное падение АД на уровне глаз, возникающее, например, во время перевода в ортостатическое положение. Применялось одно- и двухэтапное перемещение-ориентация испытуемых. Одноэтапное: быстрое (менее 2 с) перемещение-ориентация из горизонтального положения в

ортостатическое (30° на 30 с), затем возвращение в горизонтальное. Двухэтапное: сначала быстрое (менее 2 с) перемещение-ориентация из горизонтального положения в антиортостатическое (-20° на 20 с), затем быстрое (менее 2 с) перемещение-ориентация в ортостатическое (30° на 30 с), и затем возвращение в горизонтальное. Было показано следующее. Поток крови в нижних конечностях демонстрирует реакцию на перевод в ОП, подобную реакции сердечного выброса. Реакция проводимости нижних конечностей был подобен реакции общей периферической проводимости. Фактически, изменения в потоке и проводимости нижних конечностей соответствовали изменениям сердечного выброса и общей периферической проводимости. Наблюдение, что поток крови в ноге вырос больше, чем это сделал сердечный выброс в начале перевода в ОП (0,82 л / мин по сравнению с 0,73 л / мин) указывает на то, что поток крови в других частях организма должен был уменьшиться. Это уменьшение происходит в верхней части тела на столько же, на сколько происходят изменения в региональном давлении в верхней части тела во время перевода в ОП, подобно этим наблюдаются изменения и в нижней части тела, происходящие при переводе в АОП (поток крови в нижних конечностях уменьшается). Большее падение уровня давления на уровне глаз при двухэтапном перемещении-ориентации испытуемых по сравнению с одноэтапным было связано с большим ростом расчётной общей периферической проводимости, что в свою очередь, в значительной степени (на 70%) связано с большим ростом проводимости нижних конечностей. Было обнаружено, что двухэтапное перемещение-ориентация была связана с большим начальным увеличением ЧСС, ударного объёма и сердечного выброса по сравнению с одноэтапным.

В работе Sarabadani Tafreshi A. et. al. (2016) изучалось влияние угла наклона вертикализации пациентов, выполняемой для их ранней мобилизации, на эффективность пассивных роботизированных упражнений для ног и применения функциональной электростимуляции. Исследовалось влияние таких упражнений на ЧСС, САД и ДАД при различных углах вертикализации у здоровых испытуемых. Показано, что уровень влияния упражнений на параметры КВС при ортостатическом положении испытуемого сильно зависит от угла вертикализации, т.е. ортостатическая гипотензия не может быть предотвращена только пассивными роботизированными упражнениями для ног. Также показано, что профилактический эффект упражнений сильно зависит от угла вертикализации (начинает проявляться при угле наклона 36°), а применение функциональной электростимуляции (независимо от её интенсивности) не является важным фактором, способствующим профилактическому эффекту упражнений.

В таблице 1.3 приведены результаты различных исследований, влияния ПВ на гемодинамику в системах и органах (в основном по обзорам из работ Л. М. Белозеровой (2001) и Р.С. Минвалеева и соавт. (1996), иные источники указаны в квадратных скобках), при этом сделан акцент на сравнительное противопоставление реакций на ортостатические и антиортостатические ПВ.

Характер изменений в гемодинамике в системах и органах при ортостатических ПВ.

Показатели гемодинамики	Пассивная ортостатическая проба	Пассивная антиортостатическая проба
Сердечный выброс (минутный объём сердца)	Уменьшается вследствие растяжения вен, ведущего к уменьшению венозного возврата к сердцу по нижней полой вене, и депонирования крови в сосудах нижней части тела в объеме около 600 мл. (Gauer O.H., Thron H. L. 1965; Tomaselli C.M. et al. 1987; Гайтон А.К. 2008)	Возрастает вследствие действия различных механизмов (гетерометрической саморегуляции сердца, рефлекса Бейнбриджа с полых вен) и в связи с перераспределением крови в краниальном направлении, к голове и органам грудной клетки. (Gauer O.H., Thron H. L. 1965; Tomaselli C.M. et al. 1987; Гайтон А.К., 2008)
Депонирование крови	В сосудах нижней части тела в объеме около 600 мл (Gauer O.H., Thron H.L. 1965; Tomaselli C.M. et al. 1987). Большая часть (около 400 мл) депонируемой в ногах крови поступает от внутригрудных сосудов (Sjostrand T., 1953; Осадчий Л.И., 1986; Tortora G.J., Derrickson B. 2012)	В сосудах верхней части тела. Значительное увеличение кровенаполнения именно интраторакальной области (Алексеев Д.А., 1974), ведет к изменению тонуса сосудов малого круга кровообращения, заметному увеличению кровенаполнения верхних отделов легких и уменьшению всех легочных объемов, что отражается и в изменении функции внешнего дыхания (Воробьев В.Е. с сотр. 1983, 1985; Loerpky J.A. et al. 1990; Осадчий Л.И. 1986; Tortora G.J., Derrickson B., 2012)
Наполняемость подкожного русла нижних конечностей	Увеличивается артериального на 1,5 – 2,5 %, венозного на 5 % (Blanik N. et. al. 2007)	Уменьшается артериального на 4 – 6 %, венозного на 10 – 20 % (Blanik N. et. al., 2007)
Инотропный эффект (изменение силы сокращения сердца)	Отрицательная инотропная реакция сердца, обусловленная "недогрузкой объемом" (Blomqvist C.G., Stone H.L. 1983; Иванов Г.Г., Эделева Н.В. 1989), что отражается и на величинах кровоснабжения сердечной мышцы (Катков В.Е. с сотр., 1983; Гайтон А.К., 2008)	Положительная инотропная реакция сердца в условиях гемодинамической нагрузки объемом и давлением крови (Blomqvist C.G., Stone H.L. 1983; Иванов Г.Г., Эделева Н.В., 1989; Гайтон А.К., 2008)
Кровенаполнение полостей сердца	—	Увеличивается, что отражается в росте визуального объема сердца, по результатам двусторонней рентгенографии (Knitelius H., Stegemann J., 1987) и эхокардиографии (Бабин А.М., 1983, Шульженко Е.Б. с сотр., 1984), и в повышении давления в полостях сердца и в легочной артерии по результатам метода катетеризации сердца и магистральных сосудов (Катков В.Е. с сотр., 1978, 1979; Честухин В.В. с сотр. 1981; Гайтон А.К. 2008)

Таблица 1.3 (продолжение 2).

Показатели гемодинамики	Пассивная ортостатическая проба	Пассивная антиортостатическая проба
Кровоток головного мозга	Отчетливое снижение кровоснабжения мозга, вплоть до явлений церебральной ишемии (Москаленко Ю.Е. 1976; Гаёвый М.Д. с сотр. 1979; ten Harkel A.D. et al. 1993; Levine B.D. et al. 1994; Leftheriotis G. et al. 1998; Морман Д., Хеллер Л., 2000)	Увеличение скорости кровотока в мозговых артериях в первые часы положения головой вниз (Kawai Y. et al., 1993) сопровождается увеличением диаметра сосудов сетчатки глаза. Затем – сохранение постоянства мозгового кровотока: обратные соотношения снижения скорости мозгового кровотока и диаметра ретинальных сосудов (Frey M.A. et al., 1993; Морман Д., Хеллер Л., 2000).
Общее периферическое сопротивление сосудов	Возрастание периферического сопротивления сосудов в ответ на падение ударного объема сердца (deMeyC., Enterling D., 1986; FulcoC.S. et al., 1991; Морман Д., Хеллер Л., 2000)	Рефлекторное уменьшение общего периферического сопротивления сосудов (Deklunder G. et al. 1993; Цыбенко В.А., Грищенко А.В., 1993; Морман Д., Хеллер Л., 2000). Аналогичные результаты были получены в экспериментах на крысах (Musacchia X.J. et al. 1992; Осадчий Л.И. с сотр., 1997) и на кошках (Осадчий Л.И. с сотр., 1991).
Реакция сосудов	Системные вазоконстрикторные реакции носят компенсаторный характер, предотвращая развития ортостатической гипотонии и связаны с повышением тонуса симпатoadреналовой системы (Осадчий Л.И. 1982, 1990; Fiorica V., Kem D.C., 1985; Sloan R.P. et al., 1997) и определяется главным образом барорефлекторными влияниями (Осадчий Л.И. 1982; Blomqvist C.G., Stone H.L. 1983)	Системная вазодилатация всегда наступает в ответ на антиортостатическое воздействие (Musacchia X.J. et al. 1992; Осадчий Л.И. с сотр. 1997). Первые минуты связаны с увеличением общего периферического сопротивления, а затем наступает его уменьшение (Цыбенко В.А., Грищенко А.В., 1993). Барорефлекторных влияний не обнаружено (Pannier B. et al. 1989; Осадчий Л.И. с сотр. 1991; Miyabe M. et al. 1993)
Кровенаполнение печени	Значительное снижение печеночного кровотока при ортостатических воздействиях, сопровождаемое уменьшением диаметра воротной вены и, соответственно, снижением портального кровотока (Ohnishi K. et al. 1985)	Возникновение динамического венозного полнокровия в печени, централизация венозного кровотока с активацией секреции желчи на фоне обеднения кровотока периферических зон, снижение метаболической активности гепатоцитов и концентрационной функции желчевыделительной системы (Афонин Б. В., 2012)

В качестве предварительного вывода из обзора литературы в табл. 1.4 представлены изменения основных показателей гемодинамики при простых ортостатических ПВ. Отметим, что это условно «первые» реакции организма – реакции, проходящие в течение первой минуты орто- или антиортостатического положения.

Таблица 1.4

Изменения гемодинамики при простых ортостатических ПВ

Показатели гемодинамики	Пассивная ортостатическая проба	Пассивная антиортостатическая проба
Сердечный выброс	Уменьшается	Возрастает
Инотропный эффект	Отрицательный	Положительный
Общее периферическое сопротивление сосудов	Возрастает	Уменьшается
ЧСС	Возрастает	Уменьшается
Депонирование крови	В сосудах нижней части тела	В сосудах верхней части тела
Превалирующее влияние на гемодинамику отделов вегетативной нервной системы	Симпатическое	Данные отсутствуют

На рисунке 1.3 представлена номограмма гемодинамики (Антонов А. А., 2006), соответствующая изменениям сердечного выброса, инотропного эффекта и общего периферического сопротивления сосудов при пассивных орто- и антиортостатических нагрузках. На номограмме по оси абсцисс откладываются значения ударного индекса (УИ), по оси ординат – среднего давления (АД_{ср}), показаны границы нормальных значений для данных величин для ортостатического положения. Таким образом, первая реакция со стороны КВС на ортостатическую нагрузку «сдвигает» гемодинамический статус по номограмме влево вверх, на антиортостатическую нагрузку – вправо вниз.

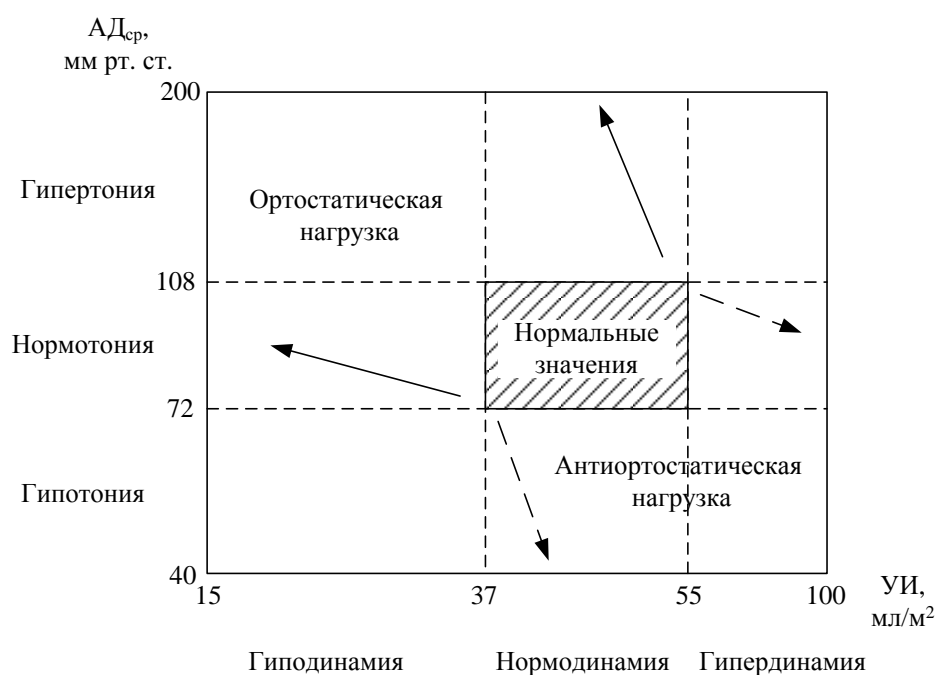


Рисунок 1.3 – Номограмма гемодинамики при простых ПВ: сплошные стрелки – направление изменений при простых ортостатических нагрузках, штрих – при антиортостатических

По данным Р. С. Минвалеева (2014) сравнение величин мозгового кровотока в орто- и антиортостатическом положениях не обнаруживает столь прямой противоположности гемодинамических реакций, известные данные говорят о сохранении постоянства мозгового кровотока в антиортостатическом положении (Минвалеев Р.С., 2014).

Отметим исследование Hughson R. L. et.al. (2001), посвящённое изучению у здоровых взрослых людей взаимосвязи изменения перфузионного давления и сосудистого сопротивления в коре головного мозга в горизонтальном положении и при повторяющихся перемещениях в ортостатическое положение: 10 с – ГП, 10 с – ОП (45 °) в общей сложности 12 циклов. Показано, что цереброваскулярная ауторегуляция достигается изменением сосудистого сопротивления в ответ на модуляции перфузионного давления, а цереброваскулярная система ведет себя как система с отрицательной обратной связью. Основной регулируемой переменной является мозговой кровоток, сохраняющийся в относительно узком диапазоне путём быстрой адаптации управляющей переменной – мозгового сосудистого сопротивления в ответ на изменения в мозговом перфузионном давлении.

В работе Yang C. et al. (2015) было исследовано влияние предварительного наклона головой вниз перед ОП на цереброваскулярные реакции у здоровых молодых мужчин и женщин. Сердечно-сосудистые реакции измерялись при переходах в ОП до 75 °. Это исследование показало, что цереброваскулярная ауторегуляция модифицировалась предварительным АОП, но не оказывала длительного значимого влияния.

По результатам информационного обзора и сравнительного анализа изменений гемодинамики в системах и органах при ПВ (таблицы 1.3 и 1.4), можно сделать следующий основной вывод о гемодинамических реакциях на ортостатические и антиортостатические ПВ. Эти реакции связаны со значительным перераспределением крови в организме и при этом во многом противоположны для ортостатических и антиортостатических ПВ. Смена пассивных орто- и антиортостатических воздействий приводит к поочерёднему депонированию крови в сосудах нижней и верхней частей тела, сопровождающемуся вазоконстрикторными и вазодилаторными сосудистыми реакциями, – скорость перемещения крови по организму увеличивается. Благодаря этому при использовании динамических ПВ, т.е. воздействий с поочерёдной сменой ортостатических и антиортостатических положений пациента можно достигать определённых (желаемых) гемодинамических реакций его организма. Очевидно, что их выраженность определяется углами и длительностями ПВ, а также применением дополнительного мануального воздействия (Толкачев П.И. и соавт., 2015) и состоянием пациента. Продолжительная серия подобных процедур может значительно способствовать восстановлению эффективности органов, утраченной вследствие гиподинамии, вызванной различными причинами, в том числе травмами и возрастом.

1.3 Механизмы физиологических реакций на ортостатическую нагрузку

Физиологическое описание реакций на ортостатическое изменение положения тела человека приведено в работах Б.И. Ткаченко и соавторов (1986, 2005), Д. Мормана и Л. Хеллер «Физиология сердечно-сосудистой системы» (2000), «Физиология человека» под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса (2005), А.К. Гайтона «Медицинская физиология» (2008), Евлахова и соавт. (2015). Приведём здесь основные положения, вынесенные из этих работ и касающиеся реакций на ортостатическую нагрузку.

У человека в вертикальном положении между сердцем и участками, расположенными не на уровне сердца, существует дополнительный градиент давления, наибольший для стоп. Давления в сосудах стопы могут увеличиться на 90 мм рт. ст. только за счёт объёма крови в артериях и венах, направляющихся к стопе и отходящих от нее (в емкостных сосудах временно накапливается 400 – 600 мл крови). Поскольку сила тяжести оказывает одинаковое действие на артериальное и венозное давление, то в начале вертикализации она не изменяет артериовенозную разность давления на какой-либо определённой высоте, и перепад давлений по длине капиллярных отрезков, а, следовательно, и капиллярный кровоток практически не изменяются. Однако увеличение абсолютного значения венозного давления затем приводит к растяжению периферических вен и существенному увеличению периферического венозного объёма, что связано с величиной трансмурального давления, а увеличение абсолютного значения гидростатического давления в капиллярах вызывает существенное увеличение скорости транкапиллярной фильтрации. В результате ударный объём сердца снижается, а при длительном ортостазе в области высокого гидростатического давления отмечается избыточная фильтрация жидкой части крови в капиллярах, что ведет к некоторой гемоконцентрации и снижению объёма циркулирующей крови.

Приспособительные гемодинамические реакции на ортостатику обеспечиваются повышением активности симпатoadреналовой системы и протекают у взрослых в два этапа.

При переходе из горизонтального в вертикальное положение происходит рефлекторная активация симпатических нервов. Суживаются резистивные сосуды скелетных мышц, кожи, почек и чревной области. Происходит закрытие части функционирующих тканевых артериовенозных анастомозов; первичное повышение тонуса периферических артерий; начальное падение тонуса мозговых артерий. В результате кровоток в соответствующих сосудистых сетях уменьшается, а общее периферическое сопротивление возрастает. Реакции этого этапа являются адаптационными, они вызываются падением в ортостатике гидростатического давления на уровне каротидных барорецепторов (примерно на 20—25 мм рт.ст.) и не зависят от предшествующей им абсолютной динамики сердечного выброса и притока крови к головному мозгу. Сужение сосудов в результате активации симпатических нервов оказывает только предельный эффект в снижении нежелательных воздействий силы тяжести на нижние конечности. Сужение артериол может привести к большему давлению на протяжении артериол, что лишь ограничен-

но влияет на капиллярное давление, поскольку венозное давление остается исключительно высоким. Скорость транкапиллярной фильтрации продолжает оставаться очень высокой. Т.е. без помощи «насоса скелетной мускулатуры» нормальные сердечно-сосудистые рефлекторные механизмы сами по себе не способны осуществить адаптацию к вертикальному положению. Активное напряжение и сокращение мышц нижних конечностей и брюшного пресса приводит к уменьшению ёмкости вен и к усилению запирающей функции их клапанного аппарата. Субъект в вертикальном положении без периодической сократительной деятельности скелетной мускулатуры в нижних конечностях потерял бы сознание через 10-20 минут из-за снижения мозгового кровотока, возникшего бы в результате уменьшения циркулирующего объёма крови, ударного объёма и АД. Эффекты от действия «насоса скелетной мускулатуры» предотвращают накопление крови в венозном пуле и образование отеков нижних конечностей в вертикальном положении тела. Сжатие сосудов при сокращении скелетных мышц изгоняет из нижних конечностей, как венозную кровь, так и лимфатическую жидкость. После этого, как вены, так и лимфатические сосуды относительно пусты, поскольку их работающие только в одном направлении клапаны препятствуют обратному току уже изгнанной из них крови, т.е. объём столба венозной крови и лимфатической жидкости временно поддерживается закрытыми створками односторонних венозных клапанов. Соответственно, венозное давление быстро снижается сразу после сокращения скелетных мышц и поднимается только постепенно по мере того, как вены снова наполняются кровью из капилляров. Таким образом, давление в капиллярах и скорость транкапиллярной фильтрации жидкости существенно снижаются на какое-то время после сокращения скелетных мышц. Периодическое сокращение скелетных мышц может поддерживать среднее значение венозного давления на уровне, который лишь ненамного превышает норму. Это в сочетании с увеличением градиента давления на протяжении суженных артериол препятствует подъёму капиллярного давления в нижних конечностях до непереносимого уровня. Транкапиллярная фильтрация жидкости в некоторой степени сохраняется, но увеличение потока лимфатической жидкости в результате деятельности «насоса скелетной мускулатуры» в норме оказывается достаточным, что предотвратит образование выраженных отеков на стопах.

Деятельность «насоса скелетной мускулатуры», хотя и эффективна, но не предотвращает в полной мере увеличения среднего уровня венозного давления и накопления крови в нижних конечностях при вертикальном положении. Таким образом, принятие вертикального положения нарушает деятельность сердечно-сосудистой системы (КВС) и запускает рефлекторные приспособительные реакции второго этапа, как показано на рисунке 1.4. Это происходит, в том числе, путём воздействия на сосудодвигательный центр за счёт снижения нормальной частоты импульсов артериальных и сердечно-легочных барорецепторов. Они расположены в дуге аорты и каротидном синусе, и при переходе человека в вертикальное положение гидростатическое дав-

ление в этих областях падает, что приводит к снижению импульсации от барорецепторов, индуцируя рефлекторные приспособительные реакции:

- сужение резистивных и емкостных сосудов;
- увеличение частоты сокращений сердца;
- повышение секреции катехоламинов мозговым веществом надпочечников;
- активация ренин-ангиотензиновой системы;
- увеличение выработки вазопрессина и альдостерона.

Таким образом, результатом снижения частоты импульсов от барорецепторов, поступающих в сосудодвигательный центр, является рефлекторная реакция, направленная на увеличение артериального давления, т.е. уменьшение активности парасимпатических нервных окончаний сердца и активации сосудодвигательных симпатических нервов, как показано в нижней части рисунка 1.4. ЧСС и сократительная способность сердца возрастают одновременно с сужением артериол и вен в большинстве органов тела (за исключением головного мозга и сердца).

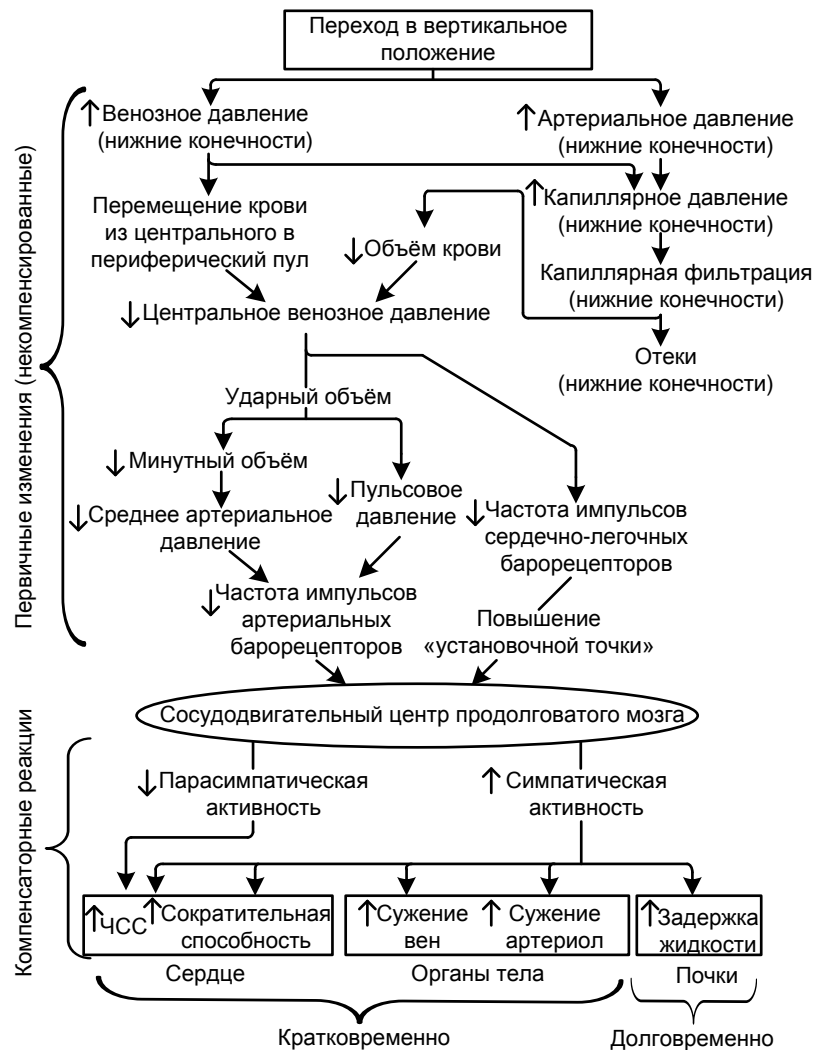


Рисунок 1.4 – Последовательность реакций сердечно-сосудистой системы при переходе из горизонтального положения тела в вертикальное. Стрелочки «вверх» и «вниз» около показателей соответственно указывают на их увеличение и уменьшение (по Мормана Д., Хеллер Л., 2000)

ЧСС и общее периферическое сосудистое сопротивление выше в вертикальном положении, чем в горизонтальном. Эти показатели деятельности КВС не испытывают непосредственного воздействия вертикализацией, а изменяются под влиянием компенсаторных реакций. Ударный объем крови (УОК) и минутный объем крови (МОК), напротив, обычно снижаются по сравнению со значениями их в горизонтальном положении тела (если человек стоит неподвижно), несмотря на рефлекторную регуляцию, направленную на увеличение их значений. Так, происходит вследствие того, что рефлекторная регуляция не компенсирует полностью первичные изменения данных показателей, вызванные переходом в вертикальное положение. Этим подтверждается, то что кратковременные компенсаторные реакции со стороны КВС никогда не бывают полными.

Рефлекторные изменения симпатической активности влияют на жидкостный баланс (рисунок 1.4), что является важным фактором долговременной регуляции. Вертикальное положение, связанное с увеличением симпатического тонуса, в конечном итоге ведет к увеличению объема жидкости. Конечный результат этого заключается в том, что увеличение объема крови в целом снижает величину рефлекторных изменений, необходимых для того, чтобы скомпенсировать влияния вертикального положения.

Таким образом, изменения обоих этапов направлены, во-первых, на достижение адекватного сердечного дебита (тоническая реакция емкостных сосудов и учащение сердечных сокращений); во-вторых, на поддержание внутриаортального давления крови с централизацией кровообращения (повышение тонуса периферических сосудов сопротивления и снижение тонуса мозговых артерий). При этом первый этап связан с непосредственными физическими изменениями в различных частях КВС, несвязанными с деятельностью центральной нервной системы (ЦНС), а второй (компенсаторный) этап уже включает в себя воздействие ЦНС.

Исследователи K. Toska и L. Walloe (2002) обнаружено, что при переводе в ортостатическое положение ударный объем первоначально увеличивался, прежде чем упасть ниже исходных значений в течение более длительного нахождения испытуемого в ортостатическом положении. Это было подтверждено в исследовании D. D. Sheriff (2007).

Большая степень влияния, оказываемая изменениями в проводимости ноги на изменения общей периферической проводимости вероятно происходит из двух факторов: 1) эта область представляет существенную долю (20%) от общей проводимости, так что изменения в проводимости ноги изменят и общую проводимость; 2) эта область находится на значительном расстоянии от гидростатически безразличной точки, а это означает, что местные ткани подвергаются значительным изменениям давления во время наклона. Данному эффекту увеличения проводимости нижних конечностей при ортостатической нагрузке было дано следующее объяснение.

Поток крови через нижние конечности зависит от произведения градиента давления в ногах

(АД в просвете минус венозное давление в просвете) и сосудистой проводимости. В ГП, когда ноги находятся на уровне сердца, градиент давления (между аортой и правым предсердием) создаёт поток через нижние конечности, обеспечивая гидродинамическое давление, советуемое насосному действию сердца. При переходе в ОП гидростатическое давление добавляется к гидродинамическому полостному давлению вследствие воздействия силы гравитации на жидкости. Величина гидростатического давления пропорциональна высоте столба жидкости, плотности жидкости, и гравитационной постоянной. В артериях гидростатическое давление будет расти сразу с изменением позы, так как они не содержат никаких структур (например, клапанов), которые могли бы прервать образование непрерывного столба крови по длине артериальной системы. На венозной стороне, вследствие наличия венозных клапанов, которые, которые будут закрыты и тем самым прервут формирование сплошной колонны крови вдоль крупных вен. То есть, с закрытием венозных клапанов при начале перевода в ОП, давление внутри дистального венозного отсека внезапно блокируется при преобладающем давлении. Таким образом, возникает кратковременное повышение градиента давления на ткани в регионах нижних конечностей вследствие большего локального АД. Это способствует увеличению потока крови через эти ткани, это фактор, который будет сохраняться до тех пор, пока вены не заполнятся достаточно для открытия венозных клапанов. После того, как непрерывный столб крови устанавливается на венозной стороне, гидростатическое давление на артериальной и венозной стороне компенсируют друг друга таким образом, что отношение поток-давление через связанные ткани не будет в значительной степени зависеть от силы тяжести.

Перевод в АОП вызывает снижение артериального и венозного давлений в нижних конечностях так же, как перевод в ОП понижает давление на уровне глаз. При последующем переходе к ортостатическому положению, АД в нижних конечностях снова будет расти. Тем не менее, пониженное давление в мелких венах нижних конечностей (эффективное обратное давление, регулирующее артериальные потоки в нижней части тела) сохранится на ранней стадии во время последующего перевода в ОП, вследствие наличия венозных клапанов. Таким образом, по сравнению с одноэтапным переводом в ОП, во время двухэтапного перевода (сначала в АОП, затем в ОП) будет относительно больший артериовенозный градиент давления движущий поток крови в нижних конечностях во время фазы перевода в ОП, что может привести к увеличению артериального потока в ногах при отсутствии местного изменения диаметра сосудов. То есть, перевод в АОП приводит к снижению венозного давления, что похоже по своему действию на сокращение мышц и релаксацию в вертикальном положении (Tschakovsky M.T., Sheriff D.D., 2004). Миогенная релаксация индуцированная во время перевода в АОП является еще одним потенциальным фактором увеличения проводимости нижних конечностей во время последующего перевода в ОП (Jepsen H., Gaehtgens P. 1995).

Ещё раз отметим значение обменных процессов в капиллярах и их взаимосвязь с величиной гидростатического давления. Наибольшую роль в обмене жидкостью и веществами между кровью и межклеточным пространством играет двусторонняя диффузия. Скорость диффузии настолько высока, что при прохождении крови через капилляры жидкость плазмы успевает 40 раз полностью обменяться с жидкостью межклеточного пространства; таким образом, эти две жидкости постоянно перемешиваются.

Второй механизм, обеспечивающий обмен между внутрисосудистым и межклеточным пространствами – это фильтрация и реабсорбция, происходящие в терминальном русле. Согласно классической теории Старлинга, между объёмами жидкости, фильтрующейся в артериальном конце капилляров и реабсорбирующейся в их венозном конце (или удаляемой лимфатическими сосудами), в норме существует динамическое равновесие.

В том случае, если это равновесие нарушается, происходит довольно быстрое перераспределение внутрисосудистого и межклеточного объёмов жидкости. Это перераспределение может оказать существенное влияние на различные функции КВС, поскольку внутрисосудистый объём жидкости должен поддерживаться на уровне, соответствующем потребностям организма.

Интенсивность фильтрации и реабсорбции в капиллярах определяется прежде всего следующими параметрами: гидростатическим давлением в капиллярах, гидростатическим давлением в тканевой жидкости, онкотическим давлением плазмы в капилляре, онкотическим давлением тканевой жидкости и коэффициентом фильтрации.

При изменениях любого из факторов, влияющих на фильтрационно-реабсорбционное равновесие, оно обязательно нарушается. Особую роль в этом отношении играет гидростатическое давление в капиллярах. При увеличении фильтрационно-реабсорбционное равновесие сдвигается в сторону фильтрации, а при уменьшении – в сторону реабсорбции. На гидростатическое давление в капиллярах оказывает большое влияние сопротивление прекапиллярных сосудов. От этого сопротивления зависит также число перфузируемых капилляров, т.е. площадь обменной поверхности в той или иной сосудистой сети. На гидростатическое давление в капиллярах и фильтрационно-реабсорбционное равновесие влияет также посткапиллярное сопротивление, которое при состоянии покоя в четыре раза меньше прекапиллярного. Все эти параметры регулируются сосудодвигательными нервами, управляющими деятельностью прекапилляров и в меньшей степени посткапилляров. Благодаря такой регуляции поддерживается определенный уровень внутрисосудистого объема плазмы.

Знание всех этих взаимоотношений позволяет понять, почему фильтрация и реабсорбция в капиллярах могут повышаться при самых различных состояниях. Так, фильтрация возрастает при общем увеличении кровяного давления, расширении резистивных сосудов во время мышечной деятельности, переходе в вертикальное положение, увеличении объёма крови вслед-

ствие вливаний различных растворов, повышении венозного давления (например, при сердечной недостаточности). Напротив, реабсорбция увеличивается при снижении кровяного давления, сужении резистивных сосудов, кровопотере и т.д.

Увеличение числа перфузируемых, или активных, капилляров имеет большое значение, так как при этом уменьшается диффузионное расстояние между капиллярами и клетками и тем самым улучшается кровоснабжение ткани.

Можно сделать вывод, что физиологические реакции в кровообращении при орто- и антиортостатических нагрузках сложны и затрагивают как макро, так и микроуровни функционирования КВС. Видимо, с этим связано появление диагностических (п. 1.4) и терапевтических (п. 1.5) методов, использующих описанные эффекты.

1.4 Простые поструральные воздействия и протоколы их проведения.

Классификация гемодинамических реакций

При ПВ испытуемый должен находиться по возможности в расслабленном состоянии, это обеспечивается наличием ложа и средствами фиксации его организма. Такие ПВ относятся к пассивным пробам. Изменение положения испытуемого в пространстве осуществляется путём его поворота вокруг горизонтальной оси, проходящей через фронтальную плоскость, т.е. поворот происходит в сагиттальной плоскости. К подобным простым ПВ относятся клиностатические, орто- и антиортостатические пробы. Они и особенности их использования подробно описаны в работах В. М. Михайлова (2002), Т.Л. Оленской (2003), В.А. Снежицкого (2006), В.Г. Черкасовой (2010), и др. Наиболее часто применяются активные ОП по W. Virkmaeyt (1976) и Z. Servit (1948) (Снежицкий В.А., 2006).

Пассивная краткосрочная ортостатическая проба проводится в следующем порядке: 1) испытуемый 10 минут горизонтально лежит на спине на поворотном столе; 2) регистрируются АД, ЭКГ, анализируется ВСР; 3) головной конец поворотного стола поднимается до угла 60°, и пациент находится в таком положении 5 минут; 4) на 1-ой, 3-ой и 5-ой минутах пробы измеряется АД, регистрируется ЭКГ, в течение 5 минут проводится анализ ВСР; 5) пациент плавно переводится в горизонтальное положение и в течение последующих 5 минут измеряется АД, регистрируется ЭКГ и анализируется ВСР (Снежицкий В.А., 2003).

Длительная пассивная ортостатическая проба (тилт-тест). В середине 80-х годов Kenny et al. предложили использовать пассивный вариант ортостатической пробы, который используется в настоящее время в диагностике ортостатических расстройств. Метод ортостатического стресс-теста (тилт-теста), предложенный А.Р. Fitzpatrick и соавторами, по своим характеристикам близок к нему (Снежицкий В.А., 2003). Тест проводится для диагностики синкопальных состояний с помощью моторизованного стола с упором для ног. В соответствии с наиболее широко применяемым Вестминстерским протоколом тилт-теста, скорость подъёма краниального торца составляет 4° в секунду.

ду, до угла в 60°, продолжительность теста 30-45 минут (или менее в случае развития синкопе). При проведении испытаний нередко используются провоцирующие фармакологические пробы.

В оценке ортостатических реакций нет единого общепринятого стандарта (Оленская Т.Л., 2003). Существуют несколько классификаций реакции на стандартизованные ортостатические пробы.

Классификация М.Г. Глезер и соавторов (1995):

- физиологическая ортостатическая реакция;
- I тип, первичная гиперсимпатикотонией (усиление симпатико-адреналовой реакции, что проявляется резким увеличением ЧСС, САД, ДАД и ОПСС);
- II тип, вторичная гиперсимпатикотония (выраженное снижение УОК, а в связи с этим и САД, усиление симпатической реакции, и как следствие, значительное нарастание ЧСС (более чем на 20 уд/мин.) и ДАД);
- III тип, гипо- или асимпатикотонический (резкое снижение компенсаторной реакции симпатико-адреналовой системы на переход из горизонтального в вертикальное положение, ЧСС не изменяется или увеличивается, САД и ДАД резко снижаются, вплоть до развития обмороков);
- IV тип, симпатико-астенический (нормальная или гиперсимпатикотоническая компенсаторная реакция, через 5-10 мин нахождения в вертикальном положении самопроизвольно сменяется выраженным снижением САД, ДАД и ЧСС, до значений более низких, чем в горизонтальном положении).

Классификация, предложенная O. Thulesius и U. Ferner (1972), определяет следующие типы реакций: нормотоническая, гипертоническая, симпатотоническая, асимпатотоническая гипотензия, вазовагальная гипотензия.

Для тилт-теста наиболее часто применяют оценку типов реакции, предложенную R. Sutton и D. Blompton (1999) (Оленская Т.Л., 2003):

Тип I. Смешанный. ЧСС повышается, а затем снижается, но не меньше чем на 40 в минуту или на 40 в минуту не более чем на 10 секунд, асистолия не более 3 сек. АД повышается и затем падает перед снижением ЧСС.

Тип IIА. Кардиоингибиторный. ЧСС повышается, а затем снижается, меньше чем на 40 в минуту или на 40 в минуту более чем на 10 секунд с асистолией не более 3 сек. АД повышается и затем падает перед снижением частоты сердечных сокращений.

Тип IIВ. Кардиоингибиторный. ЧСС повышается, а затем снижается, меньше чем на 40 в минуту или на 40 в минуту более чем на 10 секунд с асистолией не более 3 сек. АД повышается и затем САД снижается менее 80 мм рт. ст. перед снижением ЧСС.

Тип III. Простой вазодепрессорный. ЧСС меняется менее чем на 10 в мин. АД падает вплоть до синкопе.

Отметим модифицированную ортоклиностагическую пробу (ОКП), авторы В.А. Снежицкий и др. (2003, 2006), осуществляющуюся с помощью поворотного стола для тилт-теста, с приданной ему возможностью непрерывного циклического движения. Благодаря этому изменение положения тела испытуемого в вертикальной плоскости от 0° до 60° , осуществляют непрерывными циклами вверх-вниз по 30 секунд в течение 5 минут. При этом проводят динамическое исследование показателей сердечной деятельности методом анализа показателей ВСР. Скорость подъёма и опускания краниального торца ложа 4° в секунду. Полученные авторами результаты свидетельствуют о том, что предложенная модификация ОКП в сочетании с анализом показателей ВСР позволяет выявлять изменения адаптационных реакций организма и давать им патофизиологическую оценку. В качестве примера авторы указывают на то, что реакция показателей ВСР на пассивную и активную ортостагическую пробы заключается в увеличении ЧСС, уменьшении интегральных показателей ВСР (SDNN), снижении спектральных показателей высокой и низкой частоты (Снежицкий В.А., 2003), а реакция показателей ВСР при проведении модифицированной ОКП – другая: отмечается увеличение показателей ВСР, характеризующих её в целом, уменьшение показателей, характеризующих централизацию ритма, при фактически той же величине ЧСС. Также авторы отмечают возможность использования модифицированной ОКП в виде стресс-теста для изучения реактивности показателей ВСР и сердечной деятельности в целом.

Антиортостагическую нагрузочную пробу (АОНП) используют при изучении состояния механизма гетерометрической регуляции сердца и выявлении признаков диастолической дисфункции левого желудочка. В этом аспекте существенным достоинством АОНП является отсутствие противопоказаний к ее проведению у различного контингента больных (Карпов Р.С., Дудко В.А., 1998).

Для АОНП, чьим основным фактором является пассивная нагрузка объёмом, используют специальный поворотный стол и комплекс инструментальных методов исследования сократительной и насосной функции сердца (реографию, апекскардиографию, ультразвуковые методы). Исследование проводят в утренние часы, натощак и на безмедикаментозном фоне. Фоновые показатели гемодинамики обследуемого в горизонтальном положении регистрируют через 15-20 мин после помещения его на поворотный стол, затем краниальный торец ложа быстро (в течение не более 30 с) переводится в антиортостагическое положение под углом -15° или -30° и затем, на 1-й, 3-й, 5-й минутах производят регистрацию изучаемых показателей: ЧСС, АД, сердечный выброс и др. После возвращения обследуемого в горизонтальное положение отмечают скорость восстановления показателей функции КВС к исходным величинам. Условия проведения пробы, такие, как угол наклона поворотного стола, продолжительность антиортостаза, дискретность регистрации показателей и их номенклатура, зависят от конкретной цели исследования. При этой пробе диагностическое значение имеют не столько абсолютные величины тех

или иных параметров, сколько степень их изменения при постуральных возмущениях и скорость восстановления после возвращения обследуемого в исходное положение (Карпов Р.С., Дудко В.А., 1998).

В процессе АОНП у здоровых людей выделены три типа изменений ЧСС: 1) снижение в первые 30 с антиортостаза с последующим увеличением, не достигающим исходного уровня; 2) снижение и последующее её увеличение выше исходной величины; 3) умеренное и стабильное повышение от начала и до конца пробы.

При опускании краниального торца ложа под углами: -4° , -15° , -20° , -30° и -60° у здоровых лиц наблюдалось непродолжительное увеличение УО, рефлекторное понижение тонуса периферических сосудов и ОПСС, незначительное и непостоянное повышение давления в правых полостях сердца и легочной артерии.

Р.С. Карпов и В.А. Дудко (1998) отмечают, что больных ишемической болезнью сердца (ИБС) во время АОНП обнаруживаются закономерные изменения показателей гемодинамики, отражающие состояние и степень активации компенсаторных механизмов центральной и регионарной гемодинамики. В этой же работе приведены схемы реакций КВС на пассивную нагрузку объёмом: адекватная адаптационная (рисунок 2.2,а) и неадекватная с основными механизмами компенсации сердечной недостаточности (рисунок 2.2,б).



Рисунок 1.5 – Схемы реакций КВС на пассивную нагрузку объёмом: адекватная адаптационная (а) и неадекватная с основными механизмами компенсации сердечной недостаточности (б) (по Карпову Р.С. и Дудко В.А., 1998)

У больных стенокардией напряжения адекватная реакция на АОНП проявлялась в снижении общего легочного сосудистого сопротивления и повышении сердечного выброса. У больных с постинфарктным кардиосклерозом неадекватная реакция на возросший объем венозного прито-

ка заключалась в увеличении индекса легочного сопротивления. Спазм легочных артериол и повышение давления в системе легочной артерии, очевидно, свидетельствуют о включении у больных ИБС второго гемодинамического барьера (рефлекс Китаева), играющего компенсаторную роль при истощении резерва гетерометрической регуляции Франка-Старлинга (Карпов Р.С., Дудко В.А., 1998). Таким образом, основным классифицирующим признаком для оценки состояния гемодинамики при АОНП является значение величины сердечного выброса. Его увеличение служит признаком нормы, а отсутствие прироста или снижение признаком нарушений.

Отметим работы, посвящённые изучению возможности применения АОНП, для подбора двигательных режимов у больных с нарушением мозгового кровообращения на этапах реабилитации (Вечерова С. А. и др., 2005) и для оценки сосудистых реакций у больных ИБС во время анестезии (Аксельрод Б.А. и др., 2008).

1.5. Методы терапии, реабилитации и тренировки на основе поструральных и подобных им воздействий

Терапевтические, реабилитационные и тренировочные воздействия ортостатических пассивных ПВ, направленные на достижение эффекта со стороны КВС, мало изучены, ещё меньше исследований, посвящённых динамическим пассивным ПВ, используемым в целях лечения, реабилитации и тренировки.

Наиболее близкими способами воздействия по отношению к рассматриваемому способу являются следующие:

- некоторые упражнения хатха-йоги, связанные со значительными изменениями положения тела относительно вектора гравитации;
- метод контрпульсации;
- метод инверсной терапии;
- метод гравитационной терапии.

В работах Р.С. Минвалеева (1998, 1999, 2015) показано, как влияет поза тела на кровоток в паренхиматозных органах и что ряд специфических поз тела человека, известных как упражнения хатха-йоги, сопровождаются значительными количественными и качественными изменениями системного и периферического кровообращения. В работе S. Bhaskaran et al. (2009) регистрировались и анализировались данные об изменениях в электрокардиограмме (ЭКГ), ЧСС и АД при ПВ у группы испытуемых регулярно практикующих позу Ширшасана (Sheersasana вертикально вниз головой), у группы испытуемых выполняющих ФУ и контрольной группы. Показано, что при перемещении-ориентации в следующем порядке: горизонтальное положение 0° , вертикальное вверх 90° , горизонтальное 180° , вертикальное вниз 270° , горизонтальное 360° ; у испытуемых из группы Sheersasana по сравнению с испытуемыми из других групп изменения в

значениях АД, ЧСС, длительностей интервалов PR были значимо меньше, отметим, что у испытуемых из контрольной группы изменения длительностей интервалов QT были значимо меньше, чем у испытуемых из других групп.

Известны разнообразные гемодинамические эффекты, достигаемые методом контрпульсации (Бокерия Л.А. и соавт., 2005): перераспределение крови в краниальном направлении, разгрузка центральной и церебральной гемодинамики, активация работы «внутримышечных периферических сердец», усиление венозного возврата крови, что в соответствии с законом Франка-Старлинга приводит к возрастанию ударного и минутного объёмов, а также показателя пульсового кровенаполнения головы. Кроме того, происходит компенсаторное снижение ЧСС, усиление микроциркуляции крови и гиперемия тканей. В методе контрпульсации используется наружная кардиосинхронизированная гидро- или пневмокомпрессия нижних конечностей с помощью двухслойных манжет. Первые клинические случаи использования отечественной системы контрпульсации показали, что практически у всех больных отмечена чёткая положительная реакция гемодинамики. Кроме того, наблюдалось улучшение функциональных показателей и психоэмоционального состояния (Хубутя А.Ш. и соавт., 2012).

Отметим исследование Михайлова В.М. и соавт. (2003), в котором изучалась возможность сочетанного использования воздействий отрицательного давления на нижнюю часть тела и дыхания под отрицательным давлением при моделировании заключительного этапа космического полета в условиях 7-суточной антиортостатической гипокинезии. Авторами сделано заключение, что комплексное применение указанных процедур в этих условиях может быть эффективно использовано в целях профилактики ортостатических расстройств кровообращения у человека.

Метод инверсной терапии включает в себя серию процедур в виде покачивающих по определенному алгоритму движений пациента, располагающегося на специальном инверсионном столе. В работе Н. Vernon et al. уже в 1985 г. было продемонстрировано множество положительных эффектов, способствовавших соответствующему клиническому использованию инверсионной терапии. Упор в исследовании (в нём участвовало 40 испытуемых) был сделан на биомеханические реакции при использовании инверсионной терапии, а сердечно-сосудистые реакции рассматривались с точки зрения возможных противопоказаний. Было выявлено, что состояние сердечно-сосудистой системы является стабильным в течение трёх минут (ЧСС и давление остаются без значительных изменений) (Vernon H. et al., 1985). В настоящее время инверсионная терапия рассматривается в качестве эффективного элемента в терапии радикулитов, снижающего потребности в хирургии. (Prasad K.S. et al., 2012). Инверсионные столы используются для тренировок в различных велнесс- и фитнес-центрах (Велнесс-центр Nergo, 2017). Отметим использование Л. А. Бокерией вертикализатора для выполнения им упражнений в антиортостатическом положении. Выдержка из интервью Л. А. Бокерии из статьи посвящённой его 70-

летию: «... А еще подарили тренажер особый, на котором вишу вниз головой 15 минут. Чтобы мозговое кровообращение улучшалось. Профилактика инсульта» (Черных Е., 2009). В видео-сюжете «Первого канала», посвящённом тому же юбилею и демонстрирующем, в том числе, выполнение Л. А. Бокерией упражнений в антиортостатическом положении, слова журналиста: «Шесть операций в день, до девяти часов на ногах, неудивительно, что в эти 10 минут вниз головой Лео Антонович получает колоссальное удовольствие» (Качур Е., Навицкий М., 2009).

Метод гравитационной терапии был разработан акад. РАН Г. П. Котельниковым и А.В. Яшковым (СамГМУ 2003 г.) (Яшков А.В. 2013). Пациенту в центрифуге короткого радиуса действия создаются гравитационные перегрузки от +1,5 до +3 Gz кранио-каудального направления, с продолжительностью воздействия до 15 минут. Ось вращения проецируется на уровне переносицы, нижние конечности – на периферии. При таком моделировании искусственной силы тяжести возникает большой перепад величины перегрузки между различными областями тела, что обуславливает особенности перераспределения жидких сред в организме. Для профилактики венозного застоя, пациенты выполняют движения в голеностопных суставах, нажимая на педали, вмонтированные в ложемент центрифуги. В работах сотрудников СамГМУ показана целесообразность включения гравитационной терапии в комплекс лечения и реабилитации больных с заболеваниями сосудов нижних конечностей, заболеваниями остеомиелитом и облитерирующим атеросклерозом артерий нижних конечностей, а также артериальной гипертонии. За разработку данного нового направления медицины авторским коллективом СамГМУ получены Премия Правительства РФ и Премия лучшим врачам России «Призвание».

Описанные лечебные воздействия связаны с действием на гемодинамику внешнего давления или изменением положения тела относительно вектора силы гравитации и направлены, в том числе, на вызов разнообразных реакций организма, связанных с перераспределением объёмов крови и направленных на поддержание определённого уровня её артериального давления в изменившихся условиях.

Метод постуральной коррекции гемодинамики разработан П.И. Толкачёвым и основан на использовании пассивно-динамической ориентации-перемещения организма человека с использованием механургического стола для массажа и мануальной терапии (Толкачев П. И. и соавт., 2010) при дистальной фиксации верхних (Толкачев П. И. и соавт., 2010) и нижних конечностей (Толкачев П. И. и соавт., 2011). В методе используется сочетание мануальных и постуральных воздействий, дозированных по скорости, времени и углам перемещения организма в трёхмерном пространстве (Третьякова Г.А. и соавт., 2015; Толкачев П.И. и соавт., 2015, 2016).

Сравнение рассмотренных выше методов приведено в таблице 1.5.

Основным недостатком применения упражнений хатха-йоги является необходимость хорошего физического развития и нормального функционального состояния пациента. В методе

контрпульсаций применяется воздействие, локально ограниченное зоной поверхности наложения манжет, вследствие чего последующая реакция является опосредованной. Кроме того, остаётся открытым вопрос о побочных эффектах локального давления на мягкие ткани. Инверсная терапия позволяет обеспечить ПВ только в одной плоскости, при этом эффективность динамического воздействия ограничена возможностями оператора инверсионного стола. При гравитационной терапии выраженное прямое действие оказывается только на нижние конечности.

Таблица 1.5.

Сравнение безлекарственных методов коррекции гемодинамики

Методы коррекции гемодинамики	Возможности методов					
	Пассивное положение пациента	Целостное воздействие на весь организм	Произвольное изменение положения пациента	Произвольные изменения скорости ориентации пациента	Автоматически заданное произвольное изменение положения пациента	Одновременное проведение мануальных процедур
Упражнения хатха-йоги	нет	нет	нет	нет	нет	нет
Метод контрпульсаций	да	нет	нет	нет	нет	нет
Инверсная терапия	да	да	нет	нет	нет	нет
Гравитационная терапия	да	да	частично	частично	частично	нет
Постуральная коррекция гемодинамики	да	да	да	да	да	да

Также отметим использование вертикализации в ранней реабилитации пациентов с различными заболеваниями (Вознюк И.А. и соавт. 2014; Меньщикова И.А. и соавт., 2014; Бокерия Л.А. и соавт. 2015; Sarabadani Tafreshi A. et al., 2016). Например, для ранней мобилизации пациентов с одновременными пассивными роботизированными упражнениями для ног (Sarabadani Tafreshi A. et al., 2016) и коррекция нарушений двигательной функции в остром периоде инсульта (Меньщикова И.А. и соавт., 2014). В работе С.Г. Щербака и соавт. (2010) на основе обзора данных из гравитационной биологии, исследований по симулированной микрогравитации, молекулярной биологии и космической медицины, полученных в основном в 2008-2009 гг., показано, что у госпитализированного лежачего больного очень рано развиваются глубокие изменения на молекулярно-биологическом уровне, связанные исключительно с положением его тела поперек

вектора гравитации. Сделан вывод о ключевой роли вертикализации в общей системе реабилитации и о том, что «вертикализацию больного следует считать ключевым направлением всей системы его реабилитации и саногенеза» (С.Г. Щербак и соавт., 2010).

Таким образом, все существующие в настоящее время методики с использованием постуральных и схожих с ними воздействий имеют ряд недостатков. Учитывая влияние ПВ на различные системы организма в условиях физиологической нормы и при различных патологических состояниях необходимо их углубленное изучение.

1.6. Заключение и выводы первой главы

Исходя из вышеизложенного, можно заключить, что гемодинамические реакции на ортостатические и антиортостатические ПВ связаны со значительным перераспределением крови в организме, при этом во многом противоположны для ортостатических и антиортостатических ПВ, их смена приводит к поочерёднему депонированию крови в сосудах нижней и верхней частей тела, сопровождающемуся вазоконстрикторными и вазодилататорными сосудистыми реакциями. Используя данные воздействия, возможно достигнуть определённых гемодинамических реакций организма, причём их выраженность определяется углами и длительностями ПВ и состоянием испытуемого (пациента). На основании вышесказанного сформулированы следующие особенности влияния сложных ПВ на организм человека:

1. Сложные (колебательные) многократные ПВ способны вызывать гемодинамические реакции организма, отличающиеся от реакций на однократные простые ПВ в установившемся режиме.
2. Реакции КВС на сложные ПВ могут быть связаны со значительными изменениями гемодинамического статуса, в том числе с изменением венозного возврата, объёма циркулирующей крови, общего периферического сопротивления сосудов и других интегральных показателей гемодинамики.
3. Сложные периодические ПВ могут оказывать периодическое влияние на резистивную, ёмкостную и обменную функцию сосудов.
4. Данные реакции способны компенсировать изменения гемодинамики, связанные с гипокинезией, в частности, уменьшение скорости кровотока.
5. В отличие от ФУ, приводящих к перераспределению кровообращения в пользу действующих мышц, при пассивных сложных ПВ активизация кровотока влияет не только на конкретные органы, но на все системы организма.
6. Реакции на сложные ПВ способны вызывать долговременный тренирующий эффект.
7. Оценка изменений в ВСР позволяет характеризовать особенности регуляции и переходных процессов в гемодинамике при сложных ПВ.
8. При сложных ПВ может происходить увеличение числа перфузируемых, или активных,

капилляров, что имеет большое значение для обменной функции сосудов, так как при этом уменьшается диффузионное расстояние между капиллярами и клетками и тем самым улучшается кровоснабжение ткани.

Таким образом, следует ожидать, что использование сложных ПВ будет способствовать увеличению системного и органного кровотока, а также росту интенсивности транскапиллярного перемещения жидкости, т.е. способствовать лучшему выполнению одной из главных задач системы кровообращения – её транспортной (обменной) функции.

Получение, классификация и анализ новых данных о физиологических реакциях КВС человека на многоэтапные квазипериодические изменения положения организма относительно направления вектора силы тяжести в дальнейшем послужит для построения модели изучаемого взаимодействия и оценки возможности его использования в целях диагностики и лечения заболеваний КВС, а также реабилитации пациентов с заболеваниями КВС.

Вышесказанное определило цель и задачи настоящего исследования.

Выводы первой главы:

1. Результаты известных исследований, посвящённых изучению влияния ПВ на параметры гемодинамики, имеют некоторые противоречия. Это связано с тем, что характер регистрируемых изменений зависит от многих факторов, от продолжительности и интенсивности ПВ, состояния испытуемого и др.
2. Переходные процессы, происходящие в КВС в начале действия ПВ, изучены в значительно меньшей степени, чем результаты этих процессов, т.е. состояние КВС в установившемся (когда воздействие закончилось) режиме.
3. Необходимо дальнейшее изучение постуральных реакций гемодинамики именно в переходных процессах, т.е. первые минуты орто- и антиортостатического воздействия.
4. Гемодинамические реакции на ортостатические и антиортостатические ПВ связаны со значительным перераспределением крови в организме и при этом во многом противоположны для ортостатических и антиортостатических воздействий.
5. Смена пассивных орто- и антиортостатических воздействий приводит к поочерёднему депонированию крови в сосудах нижней и верхней частей тела, сопровождающемуся вазоконстрикторными и вазодилататорными сосудистыми реакциями.
6. Использованием динамических ПВ, т.е. воздействий с поочерёдной сменой ортостатических и антиортостатических положений пациента, можно достигнуть определённых (заданных) гемодинамических реакций его организма.
7. Выраженность таких реакций определяется параметрами ПВ (углами, последовательностью и длительностью воздействий) и состоянием пациента.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ МОЛОДЫХ ИСПЫТУЕМЫХ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ

В проведённом исследовании использовался метод функциональных проб. В качестве воздействий применялись сложные постуральные воздействия (ПВ) в виде динамической ориентации-перемещения испытуемого на ложе с дистальной фиксацией нижних конечностей. Исследование физиологических показателей проводилось непрерывно в динамике, т.е. в процессе ПВ, а также до и после их выполнения. Испытуемый при этом находился в пассивном состоянии.

Для проведения исследования и анализа показателей гемодинамики здоровых испытуемых при простых и сложных ПВ была разработана методика, состоящая из следующих пунктов:

- перечень регистрируемых и рассчитываемых физиологических параметров (п. 2.1);
- требования к группе испытуемых (включая противопоказания) (п. 2.2);
- требования к оборудованию для регистрации физиологических параметров и обеспечения ПВ (п. 2.3) и описание соответствующего аппаратно-программного комплекса, используемого в исследовании (п. 2.4);
- описание процедуры проведения испытаний (п. 2.5);
- методы обработки и анализа физиологических данных (п. 2.6, п. 3.1);
- модель и протоколы сложных ПВ (п. 3.3 и п. 3.4).

2.1 Регистрируемые и рассчитываемые физиологические параметры

Список регистрируемых и рассчитываемых физиологических параметров был определён целью работы – исследованием системной гемодинамики при ПВ. Системная гемодинамика изучает работу левого сердца по транспортировке крови через большой круг кровообращения. Наглядно этот процесс представляется в виде различных взаимосвязанных, большей частью числовых показателей. Эти показатели характеризуют работу левого сердца и сосудистый тонус (Ткаченко Б.И. и соавт., 1986; Морман Д. и Хеллер Л., 2000; Антонов А.А., 2004; Гайтон А.К., 2008).

Известно, что КВС формирует новое гемодинамическое состояние при каждом ударе сердца. Существует мнение, что с каждым сокращением сердца КВС пребывает в новом гемодинамическом статусе и, следовательно, положение о медленном изменении гемодинамических показателей ошибочно (Shannaho–Khalsa D.S., Yates F.E., 2000; Антонов А.А., 2006). У человека в горизонтальном положении в состоянии покоя ударный объём крови, мониторируемый от кардиоцикла к кардиоциклу («beat-to-beat»), вариабелен, причём показатели вариабельности в покое у здоровых людей и у больных инфарктом миокарда различны: у больных ВСР более «ригидная» (Парандей О.Р. и соавт., 2007). Такие параметры, как МОК, ЧСС, СИ, ОПСС, систолическое, диастолическое и среднее АД дают представление о гемодинамике, как о «минутном»

процессе. Пульсовые колебания среднего АД (АД_{ср.}) отражают пульсовые колебания УИ и сосудистого сопротивления. При постоянном сосудистом сопротивлении АД_{ср.} напрямую зависело бы от УИ и колебалось бы синхронно с ним, но анализ данных синхронной записи АД, УИ и ЧСС это не подтверждает (Shannaho–Khalsa D.S., Yates F.E., 2000; Антонов А.А., 2006). Таким образом, каждое сокращение сердца определяет новый системный гемодинамический статус, и для его определения целесообразно использовать показатели АД_{ср.} и УИ (Антонов А.А., 2006). АД, сосудистое сопротивление и кровоток взаимозависимы и изменяются с каждой систолой, и поэтому являются пульсовыми характеристикам гемодинамики. Поэтому минимальной единицей измерения кровотока более правильно считать не минутный объем крови (МОК, л/мин.), а ударный показатель – УИ, мл/м²/удар (Антонов А.А., 2006, Парандей О.Р. и соавт., 2007).

Одна из функций КВС это поддержание на адекватном уровне снабжения кислородом всех тканей при любых метаболических состояниях, с каждым ударом сердца динамически изменять уровень четырех регуляторов (модуляторов) (рисунок 2.1) (Антонов А.А., 2004). Три из них это регуляторы системной гемодинамики: волемиа (преднагрузка, внутрисосудистый объём), сократимость миокарда (инотропия), сосудистый тонус (постнагрузка, вазотония). Они отвечают за гемодинамический статус, определяемый пульсовой парой: УИ и АД_{ср.} ЧСС как хронотропный регулятор поддерживает перфузионный кровоток (СИ) на уровне адекватной доставки кислорода.

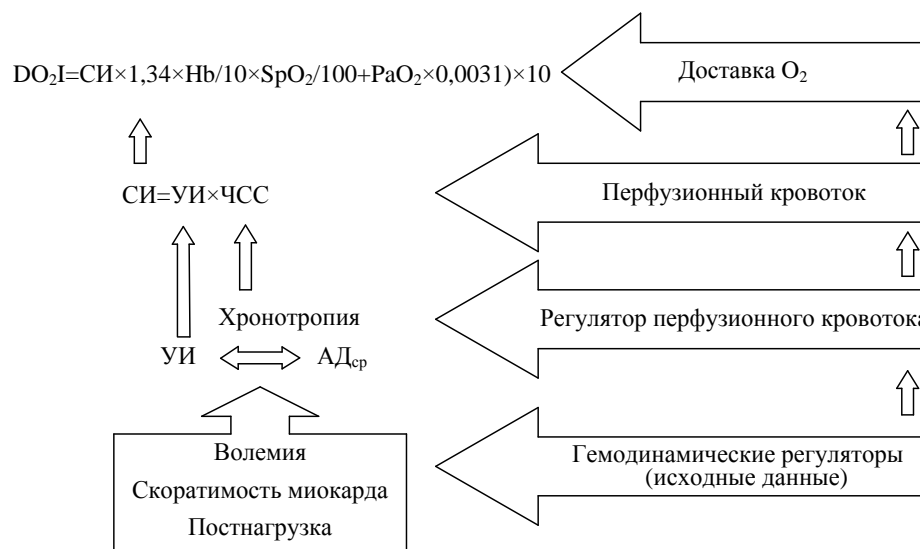


Рисунок 2.1 – Функциональная диаграмма системной гемодинамики (по Антонову А.А., 2004)

Только у человека, у которого все четыре регулятора нормальны, то есть у которого имеется нормоволемиа (преднагрузка объёмом), нормоинотропия (УИ), нормовазотония (постнагрузка – ОПСС) и нормохронотропия (ЧСС) может быть сочетание нормального АД и нормальной перфузии. Изменение уровня каждого из регуляторов приводит к изменению и УИ, и АД_{ср.}, а в последствии через изменение СИ – и к изменению индекса доставки кислорода (DO_2I) (Антонов А.А., 2006).

Таким образом, в данной работе для оценки гемодинамики были выбраны следующие параметры: УИ и АДср. и ЧСС. Для этого в исследовании в режиме реального времени регистрируются и отображаются следующие физиологические сигналы и параметры:

- электрокардиограмма (ЭКГ) с одного стандартного отведения, мВ;
- кардиоритмограмма (КРГ) определяемое из ЭКГ-сигнала, уд./мин;

в режиме поударного измерения:

- УОК, значение ударного (систолического) объёма левого желудочка, мл;
- АД систолическое и диастолическое, мм. рт. ст.

Медико-технические данные применяемых средств измерения и контроля, ссылки на официальные документы приведены в п. 2.4.

Регистрируется рост и вес испытуемого.

По зарегистрированным данным рассчитываются следующие гемодинамические параметры:

- УИ, мл·м⁻² по формуле:

$$\text{УИ} = \text{УОК} / S_{\text{П}}, \quad (2.1)$$

где $S_{\text{П}}$ – площадь поверхности тела человека, высчитываемая с использованием значений роста и веса испытуемого;

- АДср. (среднее давление), по формуле Нискам (Земцовский Э. В., 1995):

$$\text{АДср.} = \text{ДАД} + (\text{САД} - \text{ДАД}) / 3. \quad (2.2)$$

По КРГ рассчитываются (Самм А.А. et al., 1996):

- стандартное отклонение длительностей RR-интервалов (SDNN), мс;
- квадратный корень среднего значения квадратов разностей длительностей соседних RR-интервалов (RMSSD),
- процент соседних пар RR-интервалов, отличающихся более чем на 50 мс (pNN>50);
- $MxDMn$ – разность между максимальным и минимальным значениями кардиоинтервалов;
- стресс индекс (индекс напряжения регуляторных систем (ИН)) (SI);
- амплитуда моды (АМо);
- общая мощность спектра (TP);
- мощность высокочастотного компонента спектра (HF);
- мощность низкочастотного компонента спектра (LF);
- мощность очень низкочастотного компонента спектра (VLF);
- отношение мощности низкочастотного компонента спектра к высокочастотному (LF/HF).

Полученные данные обрабатывались с помощью общепринятых статистических методов и сравнивались с нормативными данными по данным, Н.И. Яблучанского и А.В. Мартыненко (2010), М.В. Бочкарёв и соавт. (2015).

2.2 Характеристика группы испытуемых

Критерии включения испытуемых в исследование:

- возраст старше 18 лет.
- подписанное пациентом Информированное согласие на участие в исследовании на всех этапах, одобренное Этическим комитетом ФГБНУ «ИЭМ» (Приложение, рисунки 1 и 2);
- отсутствие противопоказаний к проведению функциональных (орто-, антиорто- и клино-статических) проб, к которым относятся (Черкасова В.Г. , 2010): острый период заболевания, повышенная температура тела, кровотечение, тяжелое общее состояние, выраженная недостаточность кровообращения, гипертонический криз, нарушение ритма сердца, быстро прогрессирующая и нестабильная стенокардия, аневризма аорты, острый тромбоз, аортальный стеноз, состояние после острого нарушения мозгового кровообращения, выраженная дыхательная недостаточность, острые психические расстройства, невозможность выполнения пробы (болезни нервной и нервно – мышечной системы, болезни суставов).

Критерии досрочного выбывания из исследования: испытуемый может быть досрочно исключен из исследования в том случае, если на любом из визитов у него выявлены любые из состояний, входящих в противопоказания к проведению функциональных (орто-, антиорто- и клино-статических) проб.

В исследовании приняло участие 30 молодых испытуемых, из них 22 мужского и 8 женского пола, это практически здоровые студенты из трёх технических ВУЗов Санкт-Петербурга в возрасте 19 - 34 лет. Средний возраст испытуемых составил 22 ± 4 года. Испытуемые дали информированное согласие на участие в исследовании. Их опрос и осмотр терапевтом проводился перед каждым испытанием, при этом испытуемые не предъявляли жалоб на состояние здоровья, и при осмотре у них не было выявлено признаков заболеваний на момент исследования. Исследования проводились в период с 2014 по 2016 гг. на базе отдела экологической физиологии ФГБНУ «ИЭМ». Данное исследование и проект соответствующего информированного согласия испытуемого на исследование одобрены Локальным Этическим комитетом при ФГБНУ «ИЭМ» на заседании от 31 октября 2014 (Приложение, рисунки 1 и 2).

В начале исследования определялся тип кровообращения по значениям СИ в соответствии с нормативными данными (Земцовский Э. В., 1995): $СИ < 3 \text{ л}/(\text{мин} \cdot \text{м}^2)$ гипокинетический тип кровообращения, $СИ > 3,9 \text{ л}/(\text{мин} \cdot \text{м}^2)$ – гиперкинетический, $3 < СИ < 3,9 \text{ л}/(\text{мин} \cdot \text{м}^2)$ – эукинетический.

Для определения вегетативного тонуса испытуемых учитывался индекс напряжения (ИН) и соотношение $LF, \text{ мс}^2$ (мощность в диапазоне низких (0,04-0,15 Гц) частот (волны длительно-

стью 6,5-25 сек) ВСР и HF, ms^2 (мощность в диапазоне высоких (0,15-0,4 Гц) частот (волны длительностью 2,5 - 6,5 сек) ВСР) – LF/HF (Максумова Н.В., 2015).

В группы вегетативного тонуса распределяли испытуемых, ориентируясь на следующие значения ИН: < 50 у. е. – ваготония, 50–200 у. е. – нормотония, > 200 у. е. – симпатотония. Учитывалось и соотношение LF/HF: < 1,5 – ваготония, > 2,0 симпатотония, промежуточное значение – нормотония. При удовлетворении двух критериев нормативным значениям, участника исследования включали в соответствующую группу вегетативной регуляции ВСР.

Среди испытуемых оказалось 2 с гипокинетическим типом кровообращения, 7 с гиперкинетическим и 21 с эукинетическим; 6 с ваготоническим типом тонуса, 15 с нормотоническим и 9 с симпатотоническим.

2.3 Требования к оборудованию для регистрации физиологических параметров и обеспечения постуральных воздействий

Для исследований и оценки состояний сердечно-сосудистой системы в условиях проведения ПВ необходим достоверный, простой в техническом отношении и методической реализации метод исследования центральной гемодинамики, осуществляемый с помощью компьютеризированных измерительных средств. Этот метод должен обеспечивать возможность измерения УОК и МОК, и оценку их взаимосвязи с состоянием дыхательной системы. Он должен быть безопасен для обследуемого, биофизически обоснован, с высокой воспроизводимостью результатов. Процедура исследования не должна влиять на измеряемый показатель. Ни один из ныне применяемых методов измерения сердечного выброса, за исключением ультразвуковых (УЗ), не удовлетворяют всей совокупности предъявляемых требований. Но УЗ методы, реализуемые посредством сложной дорогостоящей аппаратуры, не могут быть применены во время процедуры ПВ (Волков Ю.Н. и соавт., 1989].

Современная реокардиография, использующая способы математического моделирования и обработки данных, даёт более точные показатели, чем те, которые получали при использовании реокардиографов первого поколения; доказана также высокая достоверность и воспроизводимость измерений. Реокардиографию успешно используют в клинических исследованиях и для контроля при проведении терапии (Антонов А.А., 2006; Cybulski G. 2011).

Для регистрации ЭКГ требуется компьютеризированный электрокардиограф, обеспечивающий, кроме стандартных функций, беспроводную передачу данных от прибора к ПК, регистрацию положения испытуемого в пространстве и синхронное отображение ЭКГ, КРГ и траектории перемещения. Эти операции должны осуществляться в режиме реального времени.

Оборудование для ПВ должно обеспечивать следующие условия:

1. Динамическое изменение положения пациента под различными углами и с разной скоростью.
2. Управление положением ложа с возможностью применения специальной программы ори-

ентирования в зависимости от вида и тяжести нарушений.

3. Безопасную фиксацию пациента относительно ложа.

4. Регистрацию и анализ показателей функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека и положения пациента.

2.4. Аппаратно-программный комплекс для сложных постуральных воздействий (механургический стол СА-03) и регистрации физиологических параметров

Описанные в предыдущем пункте условия в основном реализованы в аппаратно-программного комплекса для сложных автоматизированных постуральных воздействий (АПК АПВ).

В качестве технического обеспечения исследований используется уникальный аппаратно-программный комплекс для проведения сложных (в трёхмерном пространстве) автоматизированных динамических ПВ, обеспечивающий возможность одновременной регистрации и обработки данных с учётом положения испытуемого в пространстве. Этот комплекс включает в себя:

1. Механургический стол (заводская маркировка – стол автоматизированный СА-03) со специальными средствами дистальной фиксации верхних и нижних конечностей (Толкачёв П.И. и соавт. 2010), обеспечивающий заданные режимы динамической ориентации-перемещения человека в трёх измерениях с различной скоростью относительно трёх ортогональных осей. Механургический стол имеет следующие режимы перемещения ложа: движение по вертикальной оси вверх – вниз, движение качания относительно горизонтальной оси (рыскание), движение вращения ложа относительно собственной оси из нормального положения. Компьютеризированный механургический стол имеет возможность управления положением ложа с помощью специального программного обеспечения. При этом сочетанное изменение ориентации и скорости движения ложа задаётся комбинированным применением трёх указанных основных режимов в соответствии с программой пользователя. Последовательность применения основных и сочетанных режимов движений ложа зависит от состояния испытуемого или пациента, от конкретной цели и переносимости процедуры. Для всех режимов предусмотрена возможность регулирования скорости движения ложа. Уникальное оборудование – стол массажный с изменяемым положением ложа (СА-03) разработано и изготовлено на оборонном предприятии АО «ГОЗ Обуховский завод» (Санкт-Петербург) и имеет необходимые разрешительные документы: регистрационное удостоверение (№ ФСР 2011/12256, 2011) и сертификат соответствия (№ РОСС RU.HM35H00067, 2011). До настоящего времени СА-03 не имеет аналогов в мире по разнообразию возможностей для постуральных воздействий на организм человека. Такие широкие функциональные возможности позволяют проводить физиологические исследования, включая и данное, проведение которых ранее было либо затруднено, либо невозможно. Механургический стол также используется для исследований, включающих про-

ведение различных орто- и антиортостатических проб (Лесова Е.М. и соавт. 2011, 2015; Бринкен Н.О. и соавт. 2016).

2. Прибор и программное обеспечение для регистрации, обработки, анализа и отображения в режиме реального времени электрокардиограмм, кардиоритмограмм (КРГ), и данных о положении лежа испытуемого в трёх координатах X, Y, Z, разработанный авторским коллективом под руководством проф. Н.Б. Суворова (Suvorov N.B, 2006; Белов А.В. и соавт., 2009; Суворов Н.Б. и соавт., 2017) в отделе экологической физиологии ФГБНУ «ИЭМ» и позволяющий осуществлять непрерывный контроль состояния пациента во время ПВ и анализировать вызванные ими переходные процессы в сердечном ритме. Пример синхронной записи КРГ (кривая 1) испытуемого и данных о его положении в трёх координатах (механограммы – кривые 2, 3 и 4) приведён на рисунке 2.2, где показан снимок экрана программы (Семченков А.С. и др., 2013). В данном примере положение испытуемого изменяется при выполнении им ФУ (приседаний, наклонов вперёд и вбок). Указанное программное обеспечение позволяет сопоставить их и с изменением по-ударных (быстрых) и усреднённых (медленных) вариаций значений ЧСС. В частности, возможно, оценить насколько быстро происходят процессы восстановления после физической, а в исследовании постуральной нагрузки.

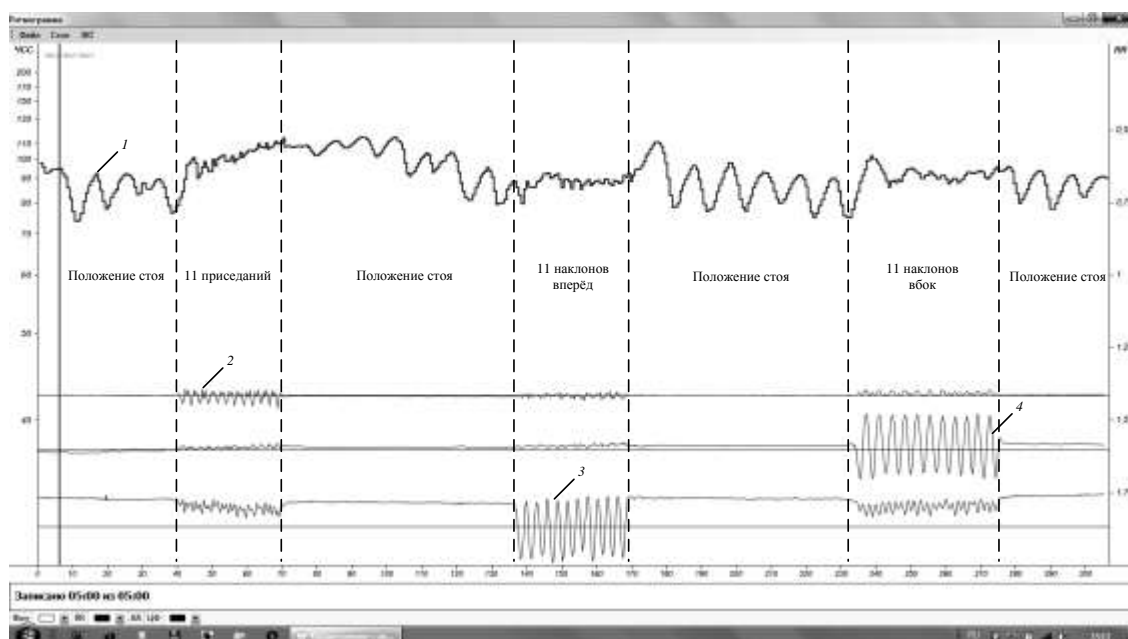


Рисунок 2.2 – Пример синхронной записи КРГ испытуемого (кривая 1) и данных о его положении в трёх координатах (кривые 2, 3 и 4) – снимок экрана программы (Семченков А.С. и др., 2013)

3. Для регистрации гемодинамических показателей используется 4-канальный 3-частотный реограф «Диамант-Р» для исследования центральной и периферической гемодинамики, жидкостных секторов и структуры тела, позволяющий получать значения ударного (систолического) объёма крови (УОК), ударного (систолического) индекса, минутного объёма кровообра-

ния (МОК), фактического МОК, должного МОК для условий основного обмена, должного МОК для условий физиологического покоя, сердечного индекса, коэффициента дыхательных изменений УОК, показателя напряженности дыхания, частоты дыхания и др. (Декларация о соответствии ГОСТ, 2014).

4. Для измерения АД используется автоматический тонометр OMRON M2 Classic. Это полностью автоматический тонометр, работающий на основе осциллометрического метода. Диапазон измерений: давление 0–299 мм рт. ст., пульс 40–180 уд. в мин.

2.5 Описание процедуры проведения испытаний

До начала участия в исследовании испытуемый информируется обо всех этапах предстоящих испытаний, проверяется на отсутствие противопоказаний к участию в них, и подписывает информированное согласие. Температура окружающей среды поддерживалась между 20 и 24 °С. Чтобы минимизировать изменения в КВС, вызванные пищеварением, все эксперименты проводились как минимум через 3 часа после приёма пищи в одно и то же время суток. Проведение процедуры сложных ПВ в исследовательских целях состоит из следующих этапов:

1. Исследование для испытуемого начинается с его ознакомления с ходом предстоящих испытаний.

2. Происходит осмотр и опрос испытуемого, измерения его САД, ДАД и ЧСС с целью определения состояния и допуска к участию в исследовании.

3. Испытуемый располагается на ложе станда и в течение 5-и минут находится в таком положении для достижения спокойного, расслабленного состояния.

4. У испытуемого с помощью специальных средств дистальной фиксации закрепляются нижние конечности, при этом руки расположены вдоль туловища.

5. У испытуемого обезжириваются и обеззараживаются кожные покровы в местах наложения электродов.

6. Накладываются конечностные электроды реографа и грудные электрокардиографа, а также манжета тонометра.

7. В течение 3-х минут осуществляется фоновая запись физиологических показателей до начала воздействия. Один раз в минуту регистрируется САД, ДАД и УИ. Мгновенные значения ЧСС регистрируются на протяжении всей фоновой записи.

8. Происходит нагрузочная проба с оказанием постуральных воздействий на испытуемого. В течение 14-и минут раз в минуту или чаще регистрируется САД, ДАД и УИ. Мгновенные значения ЧСС регистрируются на протяжении всей записи.

9. В течение 3-х минут осуществляется фоновая запись физиологических показателей после завершения воздействия. Один раз в минуту регистрируется САД, ДАД и УИ. Мгновенные значения ЧСС регистрируются на протяжении всей фоновой записи.

10. Испытуемый покидает ложе. Происходит опрос испытуемого о его субъективных ощущениях во время испытания и о самочувствии после испытаний.

2.6 Методы обработки и анализа физиологических данных

Постуральная нагрузка (ПН), возникающая в результате постуральных воздействий на испытуемого, имеет сложное распределение по системам и частям организма, действуя на разных уровнях организации (органо, тканевом, клеточном). При этом её значение зависит, с одной стороны, от интенсивности ПВ (угловой скорости, углов ориентации, направлений и порядка перемещения- ориентации), т.е. от возможностей технических средств, реализующих ПВ, с другой стороны, от состояния организма и индивидуальных особенностей испытуемого. Например, ПН на костно-связочный аппарат при ПВ, зависят от конституциональных особенностей (рост, вес и др.). Таким образом, особенности ПВ явились обобщающим фактором при оценке реакций, а степень ПН дифференцирующим. При этом поскольку в качестве испытуемых в исследовании принимают участие здоровые молодые люди, то при анализе данных принято допущение об однородности группы испытуемых по степени возникающих ПН, т.е. дифференцирующий фактор при анализе не учитывается.

Основное внимание в работе уделено изучению переходных процессов, возникающих в кардиоваскулярной системе испытуемых, в ответ на сложные постуральные воздействия (смена направления перемещения). Вопрос о том, какие при этом возникают нагрузки на отдельные части сердечно-сосудистой системы (КВС) рассматривался только в теоретическом аспекте.

Обработка сигналов осуществлялась при анализе ЭКГ и КРГ, для этого привлекались известные методы (Broersen P.M.T., 2006; Божокин С.В. и Сулова И.Б., 2012; Сергиенко А.Б., 2013). Статистические методы применяются в обработке и анализе физиологических данных, полученных во время всей процедуры ПВ, отдельно во время фоновых этапов и этапов воздействия, а также во время определённых стадий ПВ (этап ПВ состоит из различного числа стадий). Для проверки нормальности распределения данных был использован критерий Шапиро-Уилка, сравнение групп показателей производилось на основе критерия Вилкоксона ($p < 0,05$) (Реброва О.Ю., 2002; Broersen P.M.T., 2006; Минашкин В.Г. 2008). Данные обрабатывались с помощью общепринятых статистических методов в программном пакете Statistica 10.0. Спектральный и спектрально-временной анализ производился на основе оконного быстрого преобразования Фурье (Castanie F., 2006, 94. Раушер К. и соавт., 2006; Estévez M. et al., 2016). Сглаживание данных производилось с помощью частотной фильтрации, использовались фильтры нижних частот 2-го порядка с частотой среза от 0,01 до 0,1 Гц.

Методы анализа ВСР во временной и частотной областях получили очень широкое распространение. Для оценки состояния различных отделов и звеньев регуляторного механизма испытуемых во время ПВ показатели ВСР интерпретировались по Р.М. Баевскому (2004) (табл. 2.1).

Отметим особенности анализа спектральной плотности мощности колебаний ВСР. Такой анализ даёт информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма (Яблучанский Н. И., Мартыненко А. В., 2010). В таблице 2.2 представлены значения частотных диапазонов ВСР и их физиологическая интерпретация. Наиболее важными показателями качества регуляции являются мощность и баланс мощностей образующих их частотных составляющих. Мощность влияний регуляции оценивается по показателям временной области или по TP спектра ВСР. Баланс средней и быстрой компонент регуляции оценивается по отношению LF/HF (Яблучанский Н. И., Мартыненко А. В., 2010).

Таблица 2.1

Оценка состояния отделов регуляторного механизма по показателям вариабельности сердечного ритма и их биокибернетическая интерпретация (по Р.М. Баевскому, 2004).

Контуры управления	Отделы и звенья регуляторного механизма	Статистические показатели	Спектральные показатели	Интерпретация изменений показателей	
				Уменьшение	Увеличение
Автономный	Парасимпатический отдел вегетативной нервной системы	$MxDMnx$ $pNN>50$ $RMSSD$	HF	Снижение активности механизмов саморегуляции	Рост активности механизмов саморегуляции
Центральный	Симпатический отдел вегетативной нервной системы	AMo SI	LF/HF IC	Снижение активности центрального контура управления	Рост активности центрального контура управления
Центральный	Симпатический сосудистый центр продолговатого мозга		LF	Снижение активности симпатического сосудистого центра	Активация симпатического сосудистого центра
Центральный	Центры терморегуляции и энергометаболического обмена		VLF	Снижение активности центров метаболического обмена	Активация центров метаболического обмена
Центральный	Высшие вегетативные центры гипоталамо-гипофизарного уровня	SDNN	TP	Мобилизация функциональных резервов организма	Активация нижележащих уровней управления

Частотные диапазоны ВСР и их физиологическая интерпретация.

Обозначение диапазонов	Диапазон временных значений, с	Частотный диапазон, Гц	Интерпретация
HF	2,5 – 6,67	0,15 – 0,4	Парасимпатическая составляющая регуляции
LF	6,67 – 25	0,04 – 0,15	Симпатическая и частично парасимпатическая составляющие регуляции
VLF	25 – 333	0,003 – 0,04	Терморегуляция и другие долговременные системы (ренин-ангиотензиновая и симпатическая нервная системы)
UVLF	Более 333	Менее 0,003	Околосуточная периодика
TP	От 2,5	До 0,4	Мера мощности влияний нейрогуморальной регуляции

В таблице 2.3 представлен алгоритм для интерпретации изменений значений LF/HF и VLF (Яблучанский Н. И., Мартыненко А. В., 2010). По этим показателям даётся оценка изменениям регуляции: преобладание медленной, медленной и средней, медленной и быстрой, средней, средней и быстрой, быстрой регуляции.

Таблица 2.3.

Алгоритм для интерпретации изменений значений LF/HF и VLF

VLF, мс ²	LF/HF		
	Менее 1,3	1,3 – 1,9	Более 1,9
Менее 0,4	Преобладание быстрой регуляции	Преобладание средней и быстрой регуляции	Преобладание средней регуляции
0,4 – 0,6	–	Преобладание средней регуляции	–
Более 0,6	Преобладание медленной и быстрой регуляции	Преобладание медленной и средней регуляции	Преобладание медленной регуляции

Данную терминологию Яблучанский Н. И. и Мартыненко А. В. (2010) обосновывают тем, что гуморальная, симпатическая и парасимпатическая ветви регуляции проявляются в той или иной степени во всех частотных доменах ВСР, что свидетельствует в пользу терминологии медленной, средней и быстрой регуляции.

Для оценки текущих изменений симпато-вагусного баланса был разработан способ динамической оценки показателей LF/HF и VLF (п. 3.1).

2.7. Выводы второй главы

1. Основным методом исследования в работе является метод функциональных проб. В качестве воздействий применялись сложные ПВ в виде динамической ориентации-перемещения испытуемого на ложе с дистальной фиксацией нижних конечностей. Исследование физиологических показателей проводилось непрерывно в динамике и было синхронизировано с реальным положением испытуемого в пространстве в каждый момент времени, а также до и после выполнения ПВ.

2. На основе моделирования реакции КВС на колебательные ПВ разработана методика изучения влияния ПВ на параметры КВС, включающая в себя, в том числе: перечень регистрируемых и рассчитываемых физиологических параметров; требования к группе испытуемых и к оборудованию для регистрации физиологических параметров и обеспечения ПВ; методы обработки и анализа физиологических данных; протоколы сложных ПВ.

3. Для изучения состояния различных отделов и звеньев регуляторного механизма используются статистические и частотные показатели ВСР.

ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА СПОСОБОВ АНАЛИЗА И МОДЕЛИРОВАНИЕ
 ПЕРЕХОДНЫХ ПРОЦЕССОВ РЕГУЛЯЦИИ ГЕМОДИНАМИКИ
 ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ. ПРОТОКОЛЫ ИХ ПРОВЕДЕНИЯ

3.1 Разработка способов анализа переходных процессов регуляции гемодинамики
 при сложных постуральных воздействиях

Для визуального анализа динамики изменений частотных составляющих ВСР используется метод спектрально-временного картирования (СВК) (Gil E. et al., 2010; Kudryński K., 2011). В работе метод реализован в программе структурного и схмотехнического моделирования Mi-cro-Cap с помощью специально разработанной структурной схемы, на основе оконного быстрого преобразования Фурье. На рисунке 3.1 представлен пример, поясняющий процесс получения и интерпретации СВК ВСР.

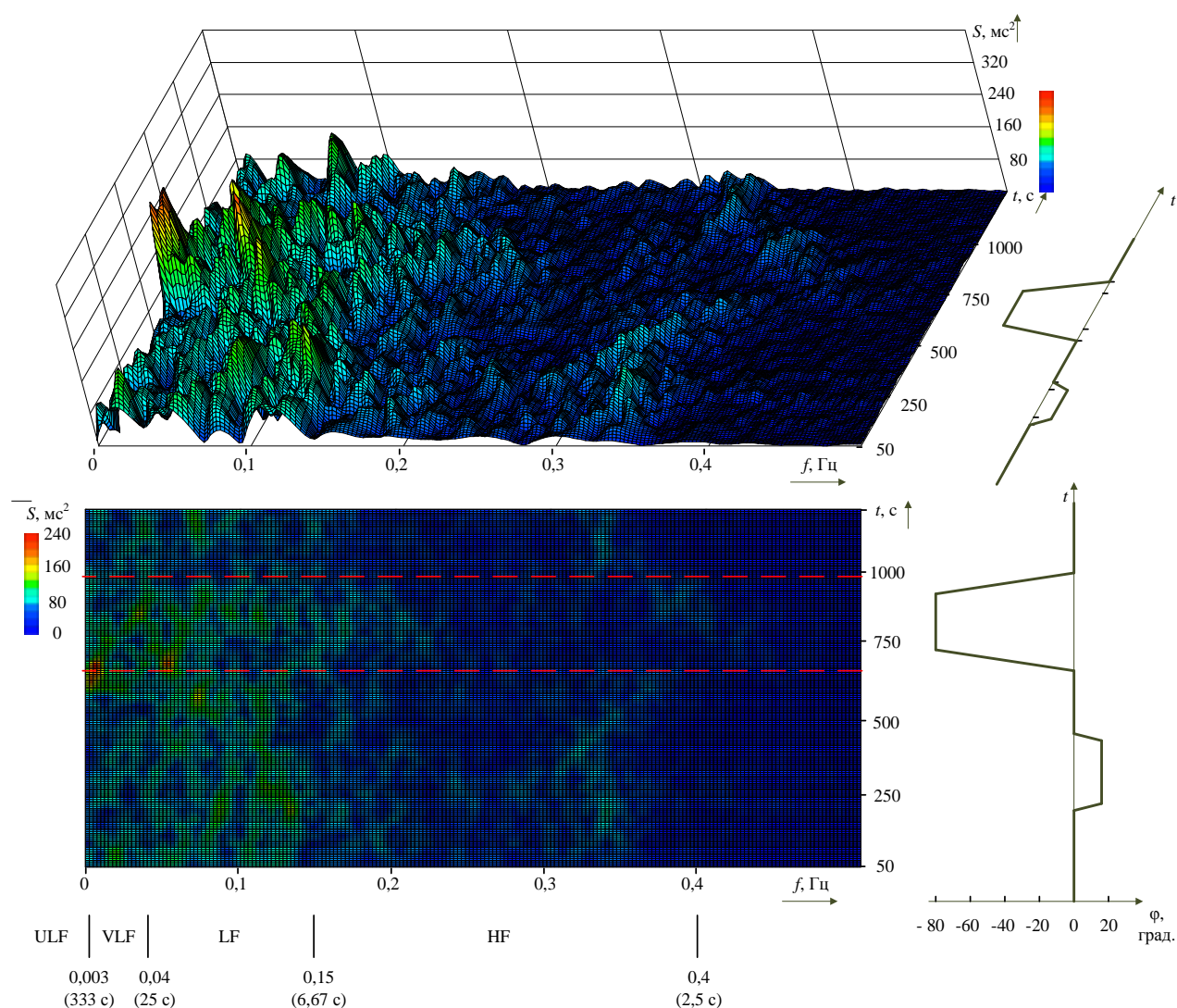


Рисунок 3.1 – Результат СВК КРГ, полученной при ПВ (зависимость угла перемещения краниального торца ложа от времени приведена справа): трёхмерное представление (сверху), двухмерное с цветным обозначением уровня мощности (снизу). Внизу обозначены границы стандартных частотных диапазонов для ВСР

В верхней части рисунка в изометрической проекции показана поверхность трёхмерной функции спектральной плотности мощности КРГ S , записанной в течение 20 мин. (1200 с):

$$S = F(f, t) \quad (3.1)$$

где f , – частота t – время. В нижней части рисунка показана та же поверхность – вид сверху. Для обоих видов в правой части рисунка показаны графики зависимости положения краниального торца ложа от времени. Это положение определяется как угол наклона φ относительно линии горизонта и измеряется в градусах. В нижней части рисунка приведены границы стандартных частотных диапазонов для КРГ. Таким образом, благодаря описанному представлению возможно оценить в какое время (при какой стадии ПВ) какие частотные компоненты присутствуют в КРГ, как на них влияют те или иные стадии ПВ.

Для изучения текущих изменений в активности симпатической и парасимпатической систем и их связи с ПВ была разработана способ динамической оценки LF/HF и VLF. Способ реализован в программе структурного и схемотехнического моделирования Micro-Cap с помощью специально разработанной структурной схемы, на основе использования линейной частотной фильтрации (Сергеев Т.В., 2013). Для выделения частотных диапазонов HF, LF и VLF используются три полосовых фильтра (ПФ) второго порядка с передаточной функцией вида:

$$K_{\text{ПФ}}(p) = \frac{p\omega_0}{p^2 + p\omega_0 \frac{1}{Q} + \omega_0^2}, \quad (3.2)$$

где p – оператор Лапласа; ω_0 – циклическая частота пропускания фильтра, Q – добротность фильтра. Циклическая частота пропускания ω_0 рассчитывается, как среднее геометрическое от границ частотного диапазона, по формуле:

$$\omega_0 = 2\pi\sqrt{f_1 \cdot f_2}. \quad (3.3)$$

Для ПФ HF диапазона $\omega_0 = 2\pi \cdot 0,245$ рад./с, $Q = 1$, для ПФ LF $\omega_0 = 2\pi \cdot 0,078$ рад./с, $Q = 0,7$, для ПФ VLF $\omega_0 = 2\pi \cdot 0,01$ рад./с, $Q = 0,3$, значения величины добротности Q подобраны эмпирически из условия равенства значений передаточных функций на границах диапазонов, т.е. при уровне ослабления -3 дБ. На рисунке 3.2 представлены передаточные функции фильтров для выделения HF, LF и VLF диапазонов, кривые 1, 2 и 3 соответственно.

Пример результата тестирования полосовых фильтров HF и LF диапазонов представлен на рисунке 3.3. Для тестирования на их вход подаётся сумма двух единичных синусоидальных сигналов с частотами $f_1 = 0,245$ Гц (красная кривая) и $f_2 = 0,075$ Гц (синяя), амплитудно-модулируемых гауссовым импульсом. Отдельно эти сигналы и их огибающие представлены на рисунке 3.3,а, их сумма, а также огибающая суммы на рисунке 2.5,б. Красная кривая на рисунке 3.3,в это результат обработки суммы сигналов ПФ HF, а синяя кривая ПФ LF. На рисунке

ке 3.3,2 представлено сравнение огибающих исходных сигналов (прерывистые кривые) и сигналов, полученных после фильтрации. Из этого рисунка видно, что амплитуды исходных и полученных сигналов по своим значениям достаточно близки, а значит, предложенный способ позволяет выделять частотные составляющие HF, LF и VLF диапазонов для дальнейшего расчёта спектров мощностей, их соотношений и соответственно показателя симпато-вагусного баланса.

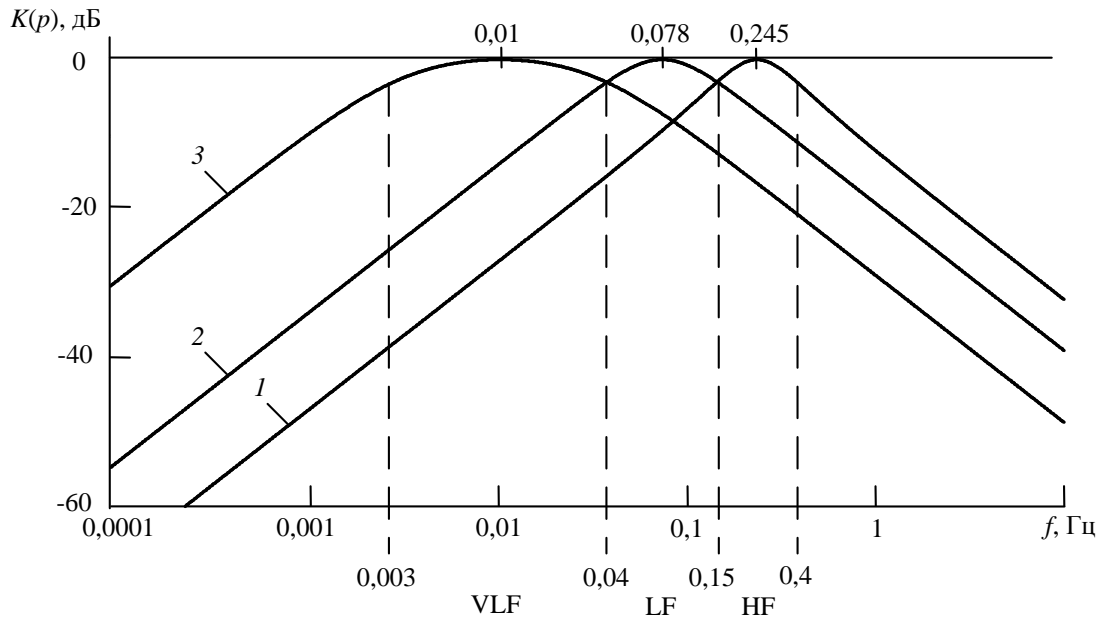


Рисунок 3.2 – Передаточные функции фильтров HF (1), LF (2) и VLF (3) диапазонов

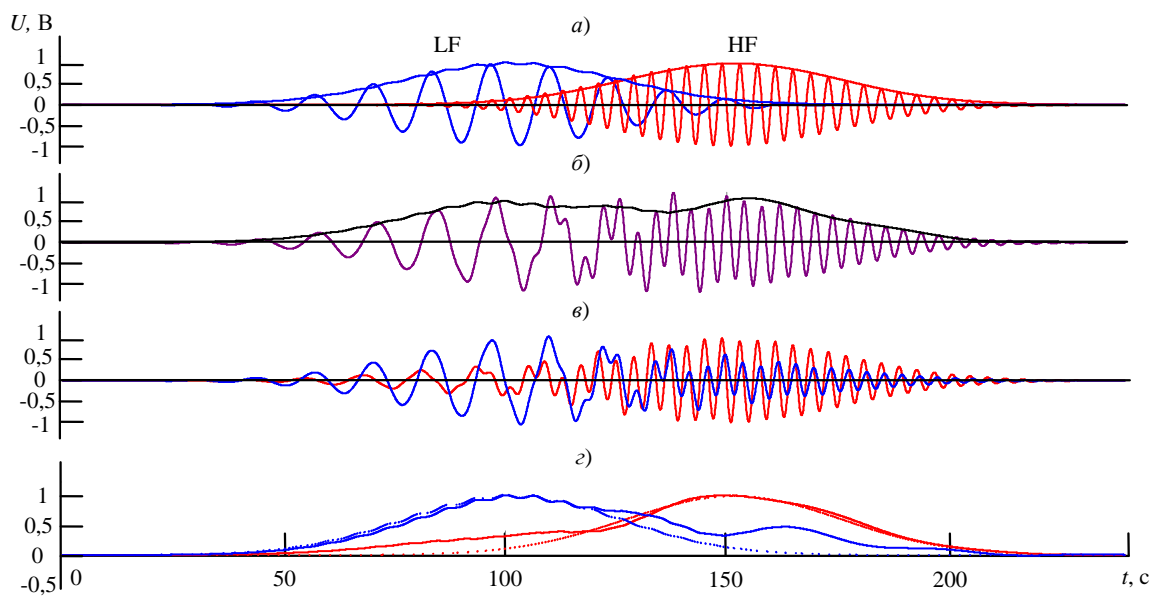


Рисунок 3.3 – Тестирование полосовых фильтров HF и LF диапазонов суммой двух единичных синусоидальных сигналов, амплитудно-модулируемых гауссовым импульсом: эти сигналы и их огибающие (а), их сумма и её огибающая (б), результат обработки (в) ПФ HF (красная кривая), ПФ LF (синяя кривая), сравнение огибающих исходных (прерывистые кривые) и, обработанных сигналов (сплошные кривые) (г)

Изменения состояния гемодинамики отражаются в виде графиков зависимости САД = $f(t_i)$, ДАД = $f(t_i)$, АДср. = $f(t_i)$, УИ = $f(t_i)$, где t – время, i – номер стадии, а также как точки на номограмме гемодинамики (НГ) (Антонов А.А., 2006). Точка состояния гемодинамики пациента (ТГ) определяется одновременными значениями АДср. и УИ. На НГ обозначены три уровня кровотока и три уровня АД (рисунок 1.3). Их сочетание образует 9 видов гемодинамических состояний, ограниченных 9 прямоугольниками, в каждом из которых может оказаться ТГ. Из этих 9 комбинаций 8 представляют ненормальное состояние гемодинамики и только одно – нормальное гемодинамическое состояние (нормодинамия в сочетании с нормотонией). Именно оно является единственной целью терапии любого нарушения гемодинамики, вызванного гемодинамическими причинами (но не эндокринными, или нарушениями проводимости, или сепсисом). Заметим, что границы НГ соответствуют состоянию человека, находящемуся в покое.

Первая реакция со стороны КВС на ортостатическую нагрузку «сдвигает» гемодинамический статус по номограмме влево вверх, т.е. в сторону больших значений АДср и меньших значений УИ, на антиортостатическую нагрузку – вправо вниз, т.е. в сторону меньших значений АДср больших значений УИ. Обозначим данные направления изменений гемодинамического статуса как ортостатическое и антиортостатическое соответственно.

Для изучения динамики изменений кардиоваскулярных показателей в работе используется их векторное представление на НГ. Преимуществами такого представления является его большая ясность и уменьшение количества интерпретируемых данных без потери их информативности (в случае анализа двух точек НГ). Для оценки изменений гемодинамического статуса испытуемого с помощью НГ требуется учесть, как минимум, две точки, т.е. четыре значения в координатах УИ, АДср. Если соединить эти две точки вектором, то тот же процесс можно описать двумя значениями: длина вектора – интенсивность изменений, угол вектора – их направление. Двумя значениями, соответствующими началу вектора можно пренебречь, поскольку в исследовании участвуют только здоровые испытуемые и их гемодинамический статус, как правило, находится в области нормы НГ.

Вектор образовывается между двумя точками на плоскости УИ – АДср., где начальная точка вектора это исходное состояние гемодинамики испытуемого, или другими словами, его гемодинамический статус (ГС) во время i -й стадии ПВ: УИ _{i} , АДср _{i} ; а конечная – ГС во время произвольной ($i + n$) стадии ПВ (n – натуральное положительное число): УИ _{$i+n$} , АДср _{$i+n$} . Векторное представление позволяет получить представление о степени (интенсивности) изменений ГС испытуемого, выражаемых через длину вектора, и направлении этих изменений в сторону значительных вариаций АД или УИ, выражаемых через угол вектора относительно оси абсцисс.

Значение длины вектора гемодинамической реакции (ГР) рассчитывается по формуле:

$$ГР_{i+n} = \sqrt{(УИ_{i+n} - УИ_i)^2 + (АДср_{i+n} - АДср_i)^2}. \quad (3.4)$$

Значение угла вектора гемодинамической реакции относительно оси абсцисс, т.е. её направление (НГР) рассчитывается по формуле:

$$НГР_{i+n} = \arctg \begin{cases} \left(\frac{АДср_{i+n} - АДср_i}{УИ_{i+n} - УИ_i} \right), & УИ_{i+n} - УИ_i > 0 \\ \left(\frac{АДср_{i+n} - АДср_i}{УИ_{i+n} - УИ_i} \right) + \pi, & УИ_{i+n} - УИ_i < 0 \\ \pi/2, & УИ_{i+n} - УИ_i = 0, \quad АДср_{i+n} - АДср_i > 0 \\ -\pi/2, & УИ_{i+n} - УИ_i = 0, \quad АДср_{i+n} - АДср_i < 0 \end{cases}. \quad (3.5)$$

В соответствии с выражениями (3.4), (3.5) и положениями, изложенными в работе А.А. Антонова (2006), гемодинамические реакции классифицируются по интенсивности и направлению реакций (таблица 3.1). Градации интенсивности реакций выбраны из значения длины диагонали зоны нормы на НГ, т.е. длины, отвечающей вектору вероятного выхода точки гемодинамического статуса из зоны нормы и рассчитанной по формуле (3.4):

$$ГР_H = \sqrt{(55 - 37)^2 + (108 - 72)^2} = 40. \quad (3.6)$$

Тогда реакции большой интенсивности соответствуют значения $ГР > 40$ условных единиц (у.е.), средней – $40 < ГР < 10$ у.е., малой – $ГР < 10$ у.е./

Таблица 3.1.

Классификация гемодинамических реакций по интенсивности и направлению

Направление ГР			Интенсивность ГР		
Углы	Название	Описание	Малая	Средняя	Большая
			До 10, у.е.	От 10 до 40, у.е.	От 40, у.е.
От 0° до 90°	Усиление гемодинамики (напряжение)	Увеличение сократимости и волеми	Малое усиление гемодинамики	Среднее усиление гемодинамики	Большое усиление гемодинамики
От 0° до -90°	Антиортостатическая реакция	Уменьшение сосудистого сопротивления	Малая антиортостатическая реакция	Средняя антиортостатическая реакция	Большая антиортостатическая реакция
От 90° до 180°	Ортостатическая реакция	Увеличение сосудистого сопротивления	Малая ортостатическая реакция	Средняя ортостатическая реакция	Большая ортостатическая реакция
От -90° до -180°	Ослабление гемодинамики (расслабление)	Уменьшение сократимости и волеми	Малое ослабление гемодинамики	Среднее ослабление гемодинамики	Большое ослабление гемодинамики

Направления ГР классифицируются следующим образом, угол от 0° до 90° связан с увеличением сократимости и волемии, т.е. с усилением гемодинамики; угол от 0° до -90° связан с уменьшением сосудистого сопротивления и с антиортостатической реакцией; угол от 90° до 180° связан с увеличением сосудистого сопротивления и ортостатической реакцией; угол от 90° до -180° связан с уменьшением сократимости и волемии, т.е. с ослаблением гемодинамики.

Таким образом, на пресечении трёх диапазонов интенсивности и четырёх диапазонов направлений гемодинамических реакций можно выделить двенадцать вариантов реакций.

Рисунок 3.4 иллюстрирует использование векторного представления для НГ. На рисунке 3.4,а представлено изменение гемодинамического статуса на НГ испытуемого ГАА в ходе ПВ включающих в себя: горизонтальные положения (точки 1, 3 и 5), супракраниальное положение 18° (точка 2), инфракраниальное положение -80° (точка 4). В каждом положении испытуемый находится в течение 3 мин. Линии показывают переход состояния испытуемого из одного гемодинамического статуса в другой. На рисунке 3.4,б показан тот же процесс в увеличенном масштабе. На рисунке 3.4,в линии заменены векторами, причём их прерывистые линии соответствуют движению испытуемого вниз головой, сплошные – вверх, одинарные линии соответствуют нахождению испытуемого выше горизонта, а двойные – ниже. На рисунке 3.4,г начала векторов сведены в одну точку, каждый вектор характеризуется длиной и углом относительно оси абсцисс, например, длина четвёртого вектора l_4 , а угол α_4 , показан масштаб. Такое представление позволяет наглядно сравнить реакции на различные воздействия. В рассматриваемом случае видна схожая направленность реакций при движении вниз головой (вектора 2 и 3) и вверх (вектора 1 и 4). На этой же диаграмме может быть отложен итоговый вектор реакции либо как линия между точками 1 и 5, либо как сумма четырёх векторов. Такой итоговый вектор служит в работе для интегральной сравнительной оценки реакций испытуемых.

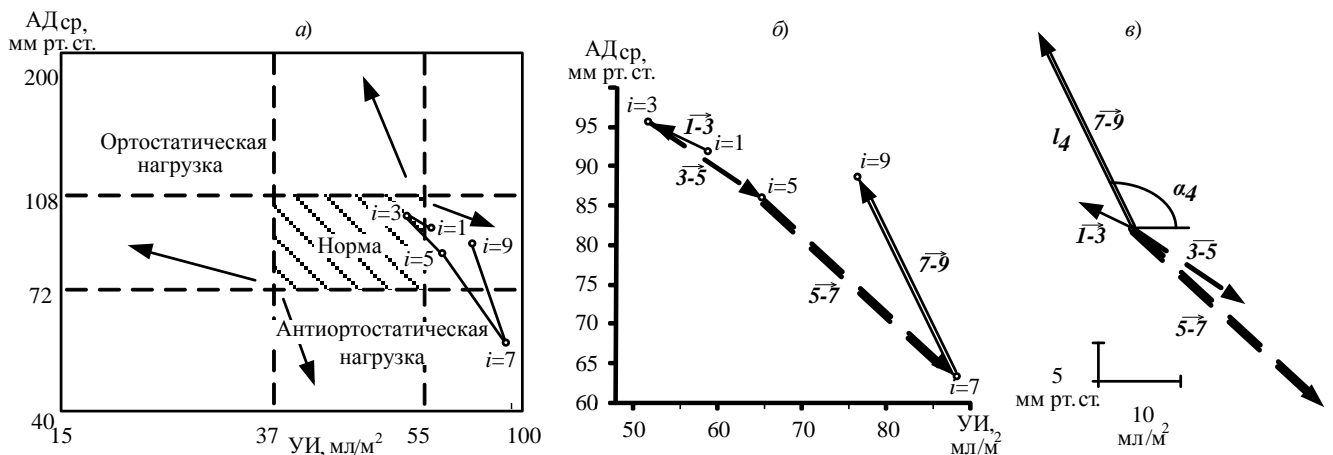


Рисунок 3.4 – Направления ГР при простых ПВ (стрелки) и ГС испытуемого ГАА в ходе ПВ №1 (линии) (а). Векторы изменений ГС (б), начала векторов сведены в одну точку (в)

Векторное представление позволяет получить представление о степени (интенсивности) изменений ГС испытуемого, выражаемых через длину вектора, и направлении этих изменений в сторону значительных вариаций АД или УИ, выражаемых через угол вектора относительно оси абсцисс.

3.2 Моделирование переходных процессов регуляции гемодинамики при сложных поструральных воздействиях

Для интерпретации результатов исследования и анализа механизма гемодинамических регуляционных процессов при сложных ПВ в работе используются элементы теории управления, в частности, представленные в работах Дж. Милсум (1968) и С.Зильбернагля (2013) и в публикациях сотрудников отдела висцеральных систем им. К.М. Быкова (Дик И.Г., Поясов И.З., 1984, 1986; Б.И. Ткаченко, 2005) и отдела экологической физиологии (Аветикян Ш.Т., Зингерман А.М., 1979 и совместно с Василевским Н.Н., 1982) ФГБНУ «ИЭМ». Кардиоваскулярная система рассматривается в работе как динамическая система управления. Рассмотрим её особенности.

Для эффективного взаимодействия между специализированными органами организма их функции должны быть отрегулированы в соответствии с нуждами всего организма. т.е. органы должны подлежать контролю и регуляции.

Условно контролируемый параметр, например АД, является объектом избирательной внешней регуляция, например, через изменение ЧСС. Поскольку на АД и ЧСС воздействует множество факторов, то контролируемый параметр может поддерживаться на постоянном уровне только при непрерывном измерении текущего АД, сравнении его с соответствующей величиной и путём постоянной корректировки любых отклонений. Если АД падает, например, при быстром ортостазе, ЧСС увеличивается до тех пор, пока АД не выравнивается. Когда давление поднимается выше определенного уровня, ЧСС опять уменьшается и АД нормализуется. Этот замкнутый тип управления называется системой контроля по принципу отрицательной обратной связи. Система включает в себя следующие элементы:

- регулятор с заданной величиной уровня контроля;
- контрольные элементы (эффекторы), приводящие регулируемый параметр к заданной величине;
- детекторы, определяющие реальное значение данного регулируемого параметра и передающие его (обратная связь) регулятору, сравнивающему реальное значение регулируемого параметра с его заданной величиной, и при их расхождении, производящему необходимое выравнивание.

Система управления действует или изнутри органа (ауторегуляция), и/или через соподчиненный орган, такой как центральная нервная система или эндокринные железы. Она удерживает регулируемый параметр на постоянном уровне в том случае, когда возмущения вынуждают этот параметр отклоняться от заданной величины. В пределах организма заданная величина

редко бывает неизменной и, при необходимости, может «смещаться». Тогда расхождение между номинальным и реальным значениями вызывается изменением заданной величины и ведет к активации эффекторов. Поскольку процесс регуляции в этом случае запускается вариациями заданной величины (а не возмущением), этот процесс называется служебным управлением или служебным механизмом. Регулируемые параметры поддерживаются на постоянном уровне лишь в среднем, на практике наблюдаются различные по величине волнообразные отклонения от среднего. Стрессовые возмущения вызывают более значительные отклонения, которые быстро нормализуются стабильной системой управления (рисунок 3.5, тест-объект 1). Степень отклонения может быть незначительной в одних случаях и существенной - в других. Для более точной регуляции необходима более высокая чувствительность системы управления (усиление ответа). Однако это увеличивает время стабилизации регулируемого параметра (рисунок 3.5, тест-объект 3) и может вести к регуляторной нестабильности, т.е. к ситуации, когда актуальный параметр колеблется то вверх, то вниз между крайними позициями (нестабильная осцилляция) (рисунок 3.5, тест-объект 4) (Зильбернагль С., 2015).

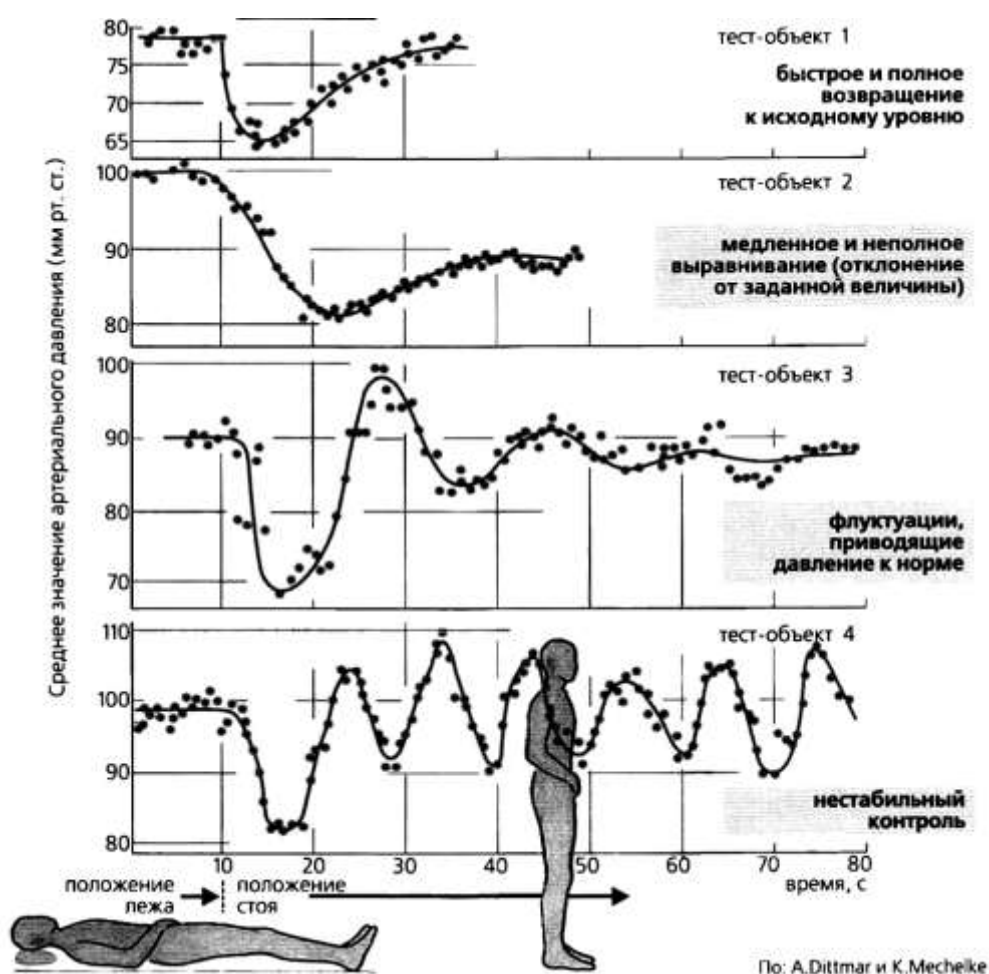


Рисунок 3.5. Регуляция АД после резкого приведения тела в вертикального положения
(по Зильбернаглю С., 2015)

Колебание регулируемого параметра в ответ на возмущение может быть ослаблено двумя путями. Во-первых, сенсоры с различными характеристиками (D-сенсоры, рецепторы скорости БА типа, быстро адаптирующиеся и реагирующие только на изменение давления dp/dt) обеспечивают увеличение интенсивности целевого сигнала пропорционально степени отклонения регулируемого параметра от заданной величины. Во-вторых, механизм раннего предупреждения обеспечивает регулятор информацией относительно ожидаемой интенсивности возмущения еще до того, как величина регулируемого параметра действительно изменилась. Наличие в схеме регулирования только D-сенсоров имеет свои недостатки. Это видно на примере сенсоров АД (барорецепторов) при срочной регуляции артериального давления. Очень медленные, но постоянные изменения, наблюдаемые при развитии артериальной гипертензии, не регулируются. А быстрое снижение АД пациента-гипертоника, вероятно, даже может вызвать обратное регуляторное повышение АД. Поэтому для обеспечения долгосрочной регуляции необходимы другие системы управления (Зильбернагель С., 2015).

Качество и особенности регуляции могут оцениваться с помощью функциональных проб. В отделе экологической физиологии ФГБНУ «ИЭМ» была разработана типология реакций кардиоваскулярной системы на внешнее (антиортостатическое) воздействие (таблица 3.2) (Аветикян Ш.Т., Зингерман А.М., 1979 и совместно с Василевским Н.Н., 1982). Сопоставление изменений, соответствующих параметров гемодинамики у лиц ареактивной и реактивной категорий показало на существование двух основных типов адаптивных сдвигов в организме: а) по специфическому типу адаптации – с помощью преимущественно региональных специализированных реакций, при этом изменения системных показателей минимальны (не изменяется АД, уменьшается ЧСС) и не являются решающими в приспособлении; б) по неспецифическому типу, посредством преимущественно неспецифических системных реакций – существенно растёт АД при неизменяющемся или повышающемся уровне ЧСС. Последний механизм активируется регуляцией по отклонению при недостаточности специфических механизмов регуляции по возмущению. Данные положения использованы в диссертационной работе для интерпретации результатов. Описание изменений параметров гемодинамики во время сложных ПВ и их оценка даётся с помощью понятия переходный процесс. Это связано с тем, что по виду и параметрам переходного процесса можно сделать выводы об особенностях функционирования системы.

Переходный процесс (ПП) в теории систем представляет собой реакцию динамической системы на приложенное к ней внешнее воздействие с момента приложения этого воздействия до некоторого установившегося значения во временной области, по-другому переходный процесс это переход системы от одного установившегося режима к другому при каких-либо воздействиях. Для физиологической (функциональной) системы переходные состояния – это моменты осуществления перестройки системы на новый стационарный уровень (Берёзный Е. А. и соавт.,

2005). В нашем случае моментом приложения является начало ПВ, установившиеся значения параметров гемодинамики определяются во время их фоновой записи.

Таблица 3.2

Типологическая систематизация реакций на внешнее воздействие (по Аветикяну Ш.Т., Василевскому Н. Н., Зингерману А.М., 1982)

Адаптивный		Неадаптивный	
Неспецифически ареактивный	Неспецифически реактивный	Неспецифически ареактивный	Неспецифически реактивный
Развитые специфические реакции адаптации	Недостаточно эффективные специфические реакции адаптации	Слабые специфические реакции адаптации	Слабые специфические реакции адаптации
Неспецифические реакции по вагусному типу или умеренные симпатические	Выраженные неспецифические реакции симпатического типа. Достаточны для компенсации	Выраженные, но уже недостаточные для приспособления, неспецифические реакции по симпатическому типу.	Слабые неспецифические реакции
Эффективная регуляция по возмущению	Относительно сниженная регуляция по возмущению компенсируется регуляцией по отклонению	Сниженная регуляция по возмущению не достаточно компенсируется регуляцией по отклонению	
Регуляционно-устойчивая система	Регуляционно-устойчивая система в пределах энергетических ресурсов	Система регуляционно-неустойчивая во время экстремальных возмущений	Система постоянно регуляционно-неустойчивая

Обычно в зависимости от характера различают следующие виды ПП: колебательный (затухающие периодические колебания), слабоколебательный (с одним отклонением от величины параметра в установившемся режиме), аperiodический (экспоненциальный) (рисунок 3.6) (Берёзный Е. А. и соавт., 2005). Они оцениваются с точки зрения качества регулирования системы.

К основным показателям качества регулирования систем относятся:

- время регулирования – время выхода на новый уровень регулирования;
- перерегулирование – максимальное отклонение регулируемой величины от установившегося значения;
- колебательность – число колебаний регулируемой величины за время регулирования.

Интегральным показателем качества регуляции служит площадь регулирования – площадь ограниченная линией переходного процесса и установившегося значения выходной величины

(т.е. по окончании ПП). Чем меньше каждый из перечисленных показателей, тем выше качество регулирования.

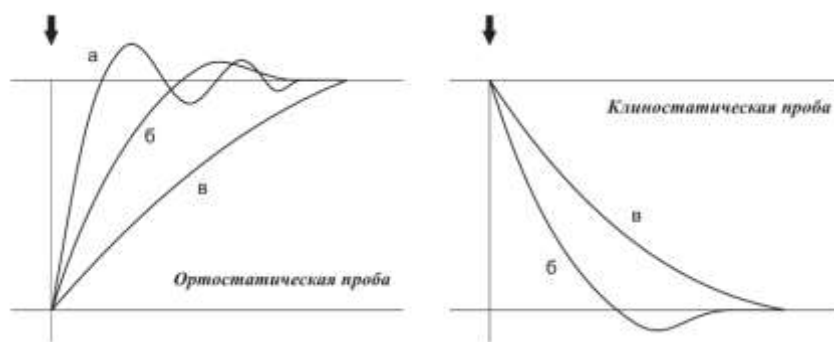


Рисунок 3.6 – Схематическое изображение ПП по ударных значений ЧСС при ортостатической и клиностатической пробах (стрелки – начало перемены положения тела): а – колебательный, б – слабоколебательный, в – апериодический (по Берёзному Е. А. и соавт., 2005)

Рассмотрим примеры ПП интегрирующей (рисунок 3.7,а) и дифференцирующей (рисунок 3.7,б) динамических систем второго порядка, пунктирной линией показана единичная ступенчатая функция воздействия. Главной особенностью интегрирующей системы является переход значений регулируемой на новый уровень средних значений U_{y1} на время воздействия T_B . Дифференцирующая система сохраняет исходный уровень, хотя и реагирует на воздействие быстрее. На первые макроизменения гемодинамики при ПВ КВС реагирует как система регулирования по возмущению и реакция имеет дифференциально-интегральный, т.е. резонансный характер (рисунок 3.7,в). Это происходит потому, что изменение гидростатической составляющей давления при ПВ происходит со скоростью самих ПВ, т.е. может быть быстрым. При этом эластичность сосудов не позволяет установиться этому мгновенно. Затем усиливается компенсация регуляцией по отклонению и изменения имеют интегральный характер (рисунок 3.6,а). Представим одновременное действие описанных механизмов регулирования в виде двух параллельно расположенных динамических систем второго порядка: резонансной и интегрирующей. Тогда при воздействии на них единичной ступенчатой функции воздействия ПП примет вид, показанный на рисунке 3.7,г. Такой ПП характеризуется наличием колебаний и на начальном участке (до достижения среднего установившегося значения), и затем (при достижении среднего установившегося значения). Отметим, что частота появления локальных максимумов, и их значения зависят от параметров динамических звеньев.

Особенности ПП очень ярко проявляются при периодических (колебательных) воздействиях. Покажем это на примере двух динамических интегрирующих звеньев второго порядка И1 и И2 с постоянными времени $\tau_{И1}$ (рисунок 3.8,а) и $\tau_{И2}$ (рисунок 3.8,б) соответственно, при этом $\tau_{И1} > \tau_{И2}$, $\tau_{И1} / \tau_{И2} = 2,5$. ПП этих двух звеньев при единичной ступенчатой функции воздействия (пунктирная линия) представлены на рисунке 16, время воздействия $\tau_B < \tau_{И1}$ и $\tau_B < \tau_{И2}$.

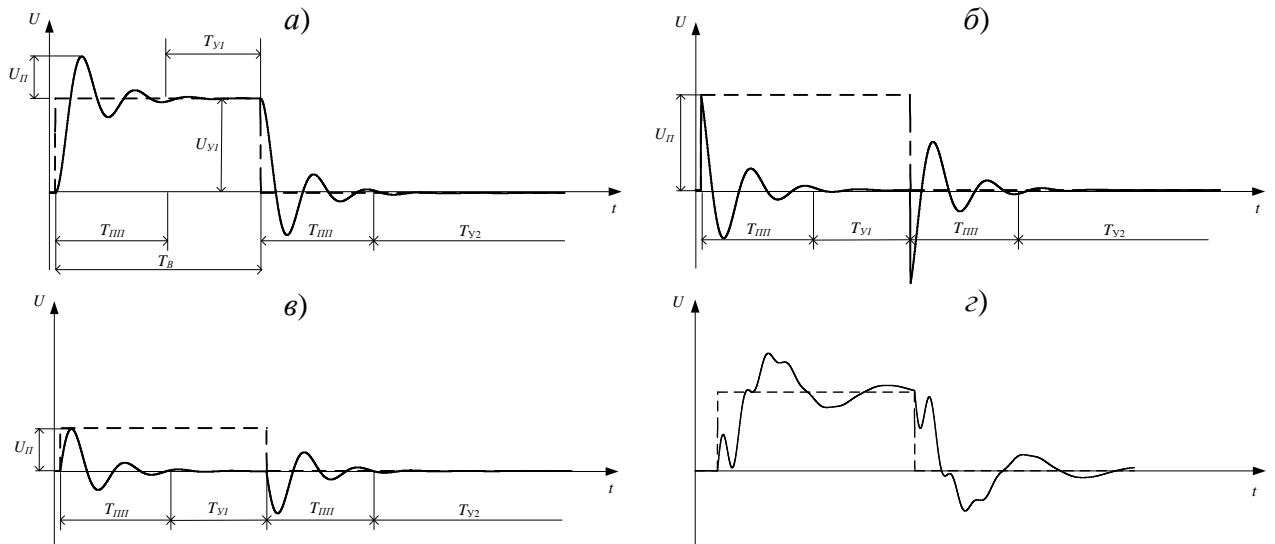


Рисунок 3.7 – Примеры ПП динамических систем второго порядка: интегрирующей (а), дифференцирующей (б), резонансной (в); и четвёртого порядка из параллельно соединённых интегрирующего и резонансного динамических звеньев второго порядка (г). Штриховой линией показана единичная ступенчатая функция воздействия

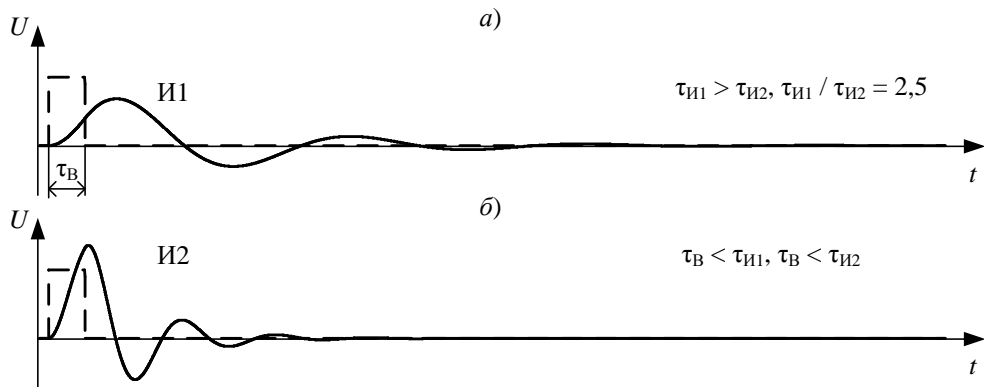


Рисунок 3.8 – ПП двух динамических интегрирующих звеньев второго порядка с постоянными времени $\tau_{И1}$ (а) и $\tau_{И2}$ (б), при единичном ступенчатом воздействии (штрих)

Если на указанные звенья подать последовательность единичных ступенчатых функций воздействия, например, пяти, с периодом повторения $T_B < \tau_{И1}$, $T_B = \tau_{И2}$, то получим ПП, представленные на рисунке 3.9. В случае звена И1, ПП представляет собой колебания с относительно небольшой амплитудой, причём эта амплитуда в своём верхнем значении не превышает значения максимальной амплитуды ПП звена И1 на единичное ступенчатое воздействие, а в нижнем значении не опускается ниже нуля. В случае звена И2, ПП представляет собой колебания с относительно большой амплитудой, причём эта амплитуда в своём верхнем значении превышает значение максимальной амплитуды ПП звена И2 на единичное ступенчатое воздействие, а в нижнем значении опускается ниже нуля. Таким образом, в первом случае мы получили относительно постоянную реакцию при снижении её выраженности, а во втором – знакопеременную реакцию при увеличении её выраженности.

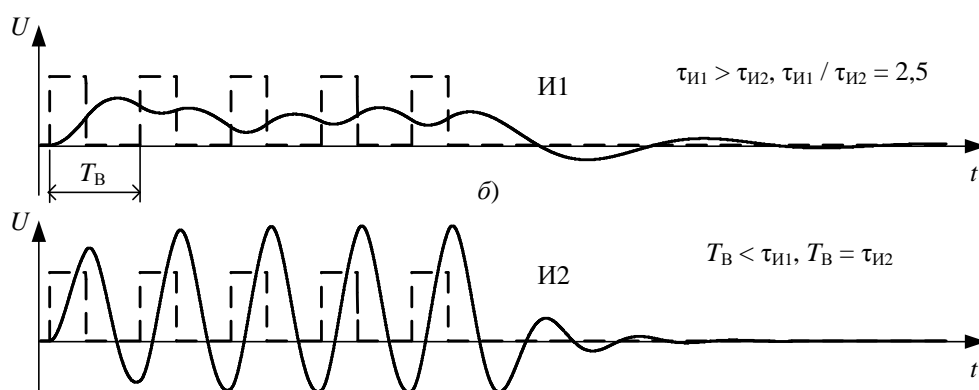


Рисунок 3.9 – ПП двух динамических интегрирующих звеньев второго порядка с постоянными времени $\tau_{И1}$ (а) и $\tau_{И2}$ (б), при периодическом единичном ступенчатом воздействии (штрих)

Как показывает рассмотренный случай, благодаря использованию периодических ПВ возможно достигнуть определённых реакций со стороны регуляторных механизмов КВС. При этом важным является вопрос о выборе периода повторения колебательных ПВ. Очевидно, ответ на него связан со значениями частотных диапазонов гемодинамических процессов (см. табл. 2.2) и изучением ПП при различных вариантах ПВ.

Следующим шагом развития колебательных ПВ является использование знакопеременных перемещений испытуемого. Например, это могут быть, поочерёдные супра- и инфрокраниальные перемещения. Их можно выразить через знакопеременное периодическое единичное ступенчатое воздействие (рисунок 3.10, пунктирная линия). Тогда ПП для звеньев И1 и И2 приобретает вид, представленный на рисунке 3.10. Основной особенностью данных ПП является то, что их среднее значение стремится к нулю. Таким образом, благодаря знакопеременному виду воздействия реакция даже интегрирующего звена может сохранять среднее нулевое значение. Очевидно, что при увеличении амплитуды воздействия в сторону одного из знаков, в ту же сторону сместится и среднее значение реакции.

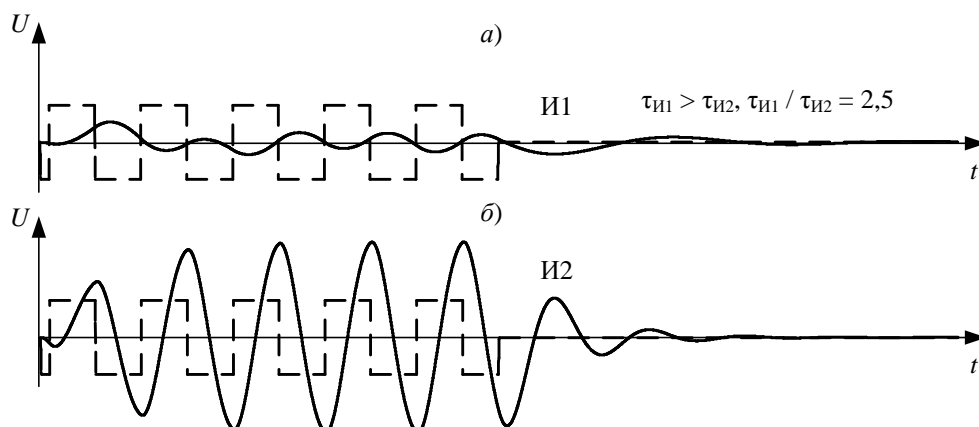


Рисунок 3.10 – ПП двух динамических интегрирующих звеньев второго порядка с постоянными времени $\tau_{И1}$ (а) и $\tau_{И2}$ (б), при периодическом знакопеременном единичном ступенчатом воздействии (штрих)

Рассмотрим реакцию звеньев И1 и И2 на воздействие с неравным временем действия противоположных факторов, что является дальнейшим развитием колебательных ПВ. Для характеристики такой несимметричности используется понятие скважности. Скважности – отношение периода следования (повторения) импульса к его длительности. На рисунке 3.11 представлена реакция звеньев И1 и И2 на периодическое знакопеременное единичное ступенчатое воздействие (штриховая линия) при скважности 10. Происходит смещение среднего значения реакции в сторону отрицательных значений. При этом регулируемая величина может иметь, и почти постоянное значение (рисунок 3.11,а), и переменное с большой амплитудой колебаний (рисунок 3.11,б). На рисунке 3.12 представлена реакция звеньев И1 и И2 на подобное воздействие при скважности 1,2. Также происходит смещение среднего значения реакции, но в сторону положительных значений. Регулируемая величина в случае со звеном И1 почти постоянное значение (рисунок 3.12,а), а в случае с И2 и переменное с большой амплитудой колебаний (рисунок 3.12,б).

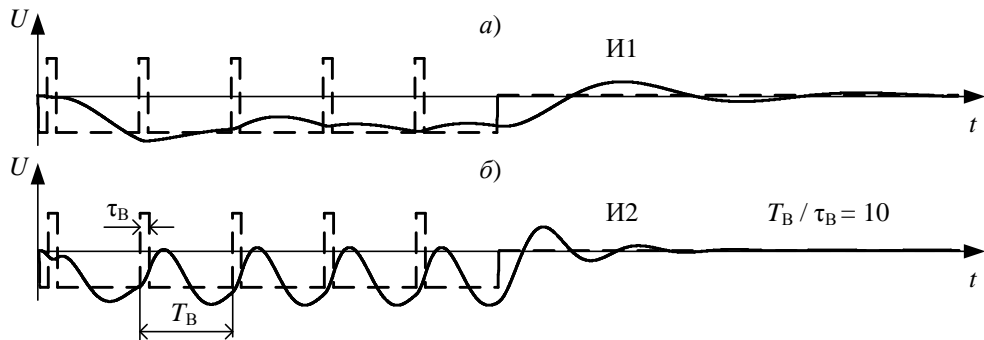


Рисунок 3.11 – ПП двух динамических интегрирующих звеньев второго порядка с постоянными времени $\tau_{И1}$ (а) и $\tau_{И2}$ (б), при периодическом знакопеременном единичном ступенчатом воздействии со скважностью 10 (штрих)

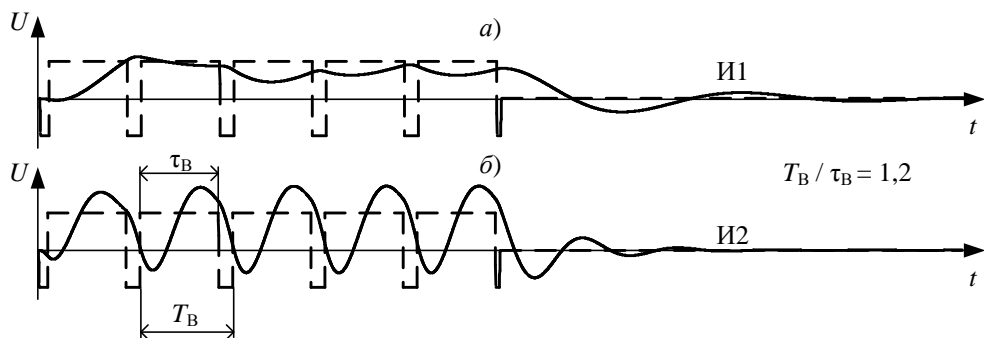


Рисунок 3.12 – ПП двух динамических интегрирующих звеньев второго порядка с постоянными времени $\tau_{И1}$ (а) и $\tau_{И2}$ (б), при периодическом знакопеременном единичном ступенчатом воздействии со скважностью 1,2 (штрих)

Отметим здесь важное отличие между смещением среднего значения реакции путём увеличения амплитуды воздействия в сторону одного из знаков, и путём изменения скважности. В

первом случае для звена И2 будет происходить значительный рост амплитуды колебаний (рисунк 3.10,б), во втором – такого резко роста не происходит.

Таким образом, исходя из положений о влиянии параметров воздействий на параметры ПП, изложенных в данном подразделе, для разработки протоколов ПВ необходимо учитывать следующее.

1. Интенсивность реакций динамической регулирующей системы на периодические воздействия зависит от соотношения τ / T_B , где τ – постоянная времени этой системы, T_B – период повторяющегося воздействия. В зависимости от значения этого соотношения реакция на периодическое воздействие может иметь большую или меньшую интенсивность, чем реакция на единичное воздействие. При этом происходит смещение среднего значения регулируемой величины.

2. Для сохранения среднего значения регулируемой величины на уровне исходного значения необходимо применить знакопеременное периодическое воздействие с равной интенсивностью в оба противоположных направления. При увеличении интенсивности в одно из этих направлений уровень среднего значения смещается в ту же сторону при одновременном росте уровня колебаний.

3. Для смещения уровня среднего значения без роста амплитуды колебаний необходимо использовать периодические знакопеременные воздействия со значением скважности отличающимся от двух. При скважности больше двух среднее значение смещается в сторону отрицательной области, при скважности меньше двух – в направлении положительной области.

В ПВ T_B – период повторяющегося воздействия задаётся общим временем нахождения испытуемого в противоположных положениях, например, в супра- и инфракраниальном. Знакопеременные положения при ПВ формируются парой положений испытуемого относительно некоторого базового уровня, например, положения 20° и -20° относительного горизонтального (0°) или положения 60° и 20° относительного положения 40° . Скважность при ПВ может задаваться соотношением времён нахождения испытуемого в одном и противоположном положениях. Отметим, что эти же параметры могут задаваться не только временем нахождения испытуемого в том или ином положении, но и временем ориентации, т.е. движения до того или иного положения.

Резюмируя вышесказанное, относящееся к ПП, можно заключить следующее:

1. Гемодинамические процессы в КВС имеют колебательный характер.
2. Частоты этих колебаний находятся в широком диапазоне от тысячных долей до десятков Герц.
3. Эти частоты распределены не равномерно, а сосредоточены в относительно узких поддиапазонах, например, волны Траубе–Геринга–Мейера в поддиапазоне около 0,1 Гц (Julien C., 2006).
4. Эти поддиапазоны связаны с определёнными физиологическими механизмами, которые можно рассматривать как динамические системы.
5. Частота колебаний в таких системах связана с контуром управления, его скоростью реакции.
6. Модель каждой динамической системы можно представить через динамическое звено второго порядка, характеризующееся типом (интегрирующее, дифференцирующее и т.д.), ко-

эффицентом передачи, граничной (резонансной) частотой и добротностью.

7. Общая модель представляет собой параллельное соединение таких динамических звеньев.

8. Общая реакция этой модели определяется совокупностью реакций всех звеньев, а время и интенсивность ПП видом и добротностью звеньев.

9. Используя периодические знакопеременные воздействия на модель можно добиваться заданных (желаемых) реакций со стороны определённых звеньев путём выбора соотношения между, с одной стороны, характеристической частотой звена и, с другой стороны, частотой и скважностью воздействия.

3.3.Разработка модели сложных постуральных воздействий

Процедура ПВ состоит из стадий. Стадия – это промежуток времени в течение которого совершается однообразное ПВ, например, перемещение-ориентация испытуемого с одинаковой скоростью в одном направлении. Стадии могут быть статичными и динамичными. Во время стадий испытуемый (пациент) может находиться в трёх положениях: изокраниальном, супракраниальном или инфракраниальном. Движение краниального торца ложа во время стадии может быть вверх и вниз. Таким образом, может быть семь видов стадий ПВ, три статичные и четыре динамичные, их описание и обозначение приведено в таблице 3.3. Принятые в работе условно-графические обозначения (УГО) различных положений ложа пациента (3.13,*а*) представлены на рисунке 3.13,*б* и в таблице 3.3.

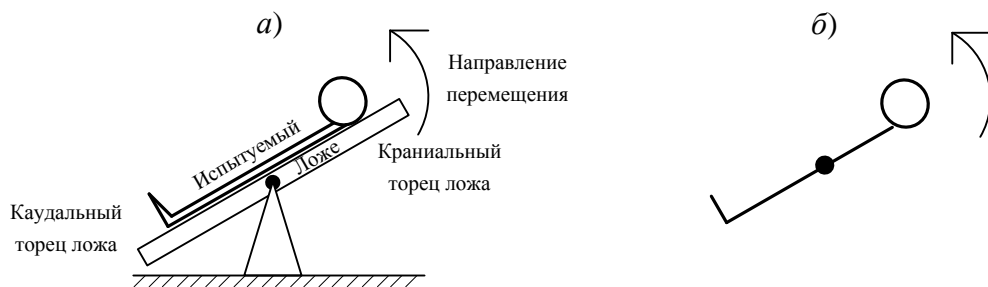


Рисунок 3.13 – Схематичное изображение ложа пациента (*а*) и УГО для различных положений ложа пациента (*б*)

Для разработанной модели ПВ в таблице 3.4 представлены параметры определения интенсивности и направленности ПВ. Соответствие данных параметров обобщённой траектории перемещения краниального торца ложа в одной плоскости иллюстрирует рисунок 3.14. Все величины, характеризующие углы наклона, отсчитываются как углы краниального торца ложа относительно горизонта. Описаны параметры для одной из плоскостей перемещения. Уточнение параметров должно осуществляться подстановкой дополнительного индекса: С – для сагиттальной плоскости, Г – для горизонтальной, Ф – для фронтальной. Поскольку в данной работе рассматриваются ПВ только в сагиттальной плоскости, то принятые обозначения используются без дополнительного индекса.

Описание и обозначение стадий ПВ.








№ п.п.	Название стадии ПВ	Назначение	УГО
1	Изокраниальная (И.ст.)	Ложе находится в горизонтальном положении	
2	Статичная супракраниальная (СС.ст.)	Краниальный торец ложа находится выше линии горизонта	
3	Статичная инфракраниальная (СИ.ст.)	Краниальный торец ложа находится ниже линии горизонта	
4	Динамичная супра-супракраниальная (ДСС.ст.)	Краниальный торец ложа движется вверх и выше линии горизонта	
5	Динамичная супра-инфракраниальная (ДСИ.ст.)	Краниальный торец ложа движется вниз и выше линии горизонта	
6	Динамичная инфра-супракраниальная (ДИС.ст.)	Краниальный торец ложа движется вверх и ниже линии горизонта	
7	Динамичная инфра-инфракраниальная (ДИИ.ст.)	Краниальный торец ложа движется вниз и ниже линии горизонта	

Таблица 3.4.

Параметры для определения интенсивности и направленности ПВ

№ п.п.	Обозначение	Название	Пояснение	Ед. изм.	Предельные значения
1.	t	Время текущее	–	с	–
2.	i	Порядковый номер стадии испытания	–	–	–
3.	n	Число стадий	–	–	–
4.	A_{Π}	Амплитуда текущая	Текущий угол наклона	Угловые градусы	$-90^{\circ} - +90^{\circ}$
5.	$A_{\Pi\max}$	Максимальная положительная амплитуда за всю процедуру	Максимальный положительный угол наклона	Угловые градусы	$-90^{\circ} - +90^{\circ}$
6.	$A_{\Pi\min}$	Максимальная отрицательная амплитуда за всю процедуру	Максимальный отрицательный угол наклона	Угловые градусы	$-90^{\circ} - +90^{\circ}$
7.	$A_{\Pi m}$	Размах амплитуд за всю процедуру	Угол между двумя крайними положениями	Угловые градусы	$0^{\circ} - +180^{\circ}$
8.	$A_{\Pi i}$	Амплитуда текущей стадии	Угол наклона в текущей стадии	Угловые градусы	$-90^{\circ} - +90^{\circ}$
9.	$A_{\Pi a}$	Средняя амплитуда	Средний угол наклона за всю процедуру ПВ ($S / T_{\text{ПВ}}$)	Угловые градусы	$-90^{\circ} - +90^{\circ}$

Таблица 3.4 (продолжение).

№ п.п.	Обозначение	Название	Пояснение	Ед. изм.	Предельные значения
10.	$T_{ПВ}$	Длительность процедуры ПВ	–	с	–
11.	T_i	Длительность стадии ПВ	–	с	–
12.	$T_{И}$	Длительность нахождения в И.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
13.	$T_{С}$	Длительность нахождения в статичном положении	За всю процедуру ПВ	с	–
14.	$T_{СС}$	Длительность нахождения в СС.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
15.	$T_{СИ}$	Длительность нахождения в СИ.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
16.	$T_{Д}$	Длительность динамичных стадий	За всю процедуру ПВ	с	–
17.	$T_{ДСС}$	Длительность нахождения в ДСС.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
18.	$T_{ДСИ}$	Длительность нахождения в ДСИ.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
19.	$T_{ДИС}$	Длительность нахождения в ДИС.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
20.	$T_{ДИИ}$	Длительность нахождения в ДИИ.ст.	За всю процедуру ПВ	с	–
21.	$T_{П}$	Период повторяющихся ПВ	–	с	–
22.	$N_{П}$	Число повторений (циклов)	–	–	–

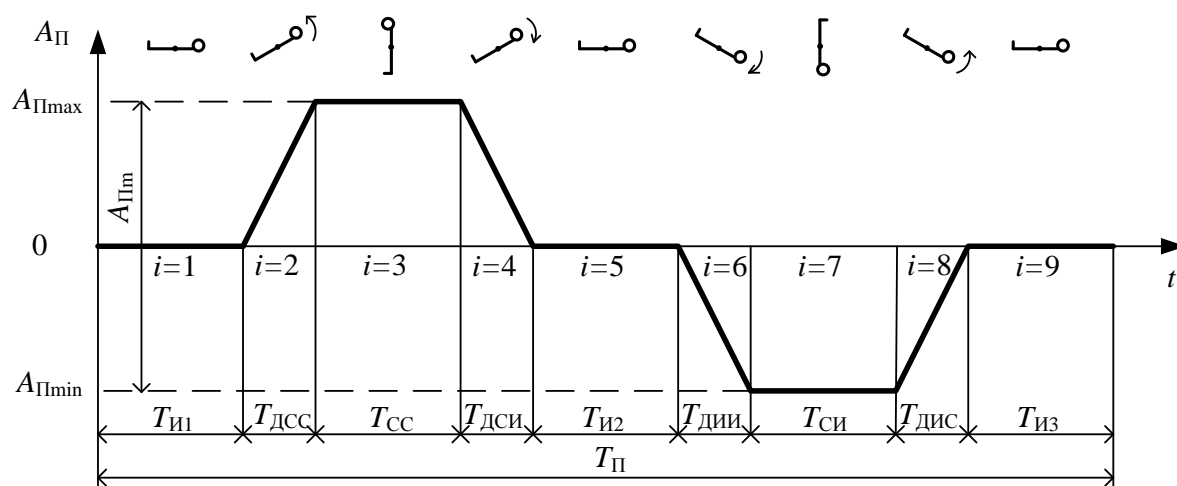


Рисунок 3.14 – Соответствие обобщённой траектории перемещения-ориентации краниального торца ложа и параметров ПВ, сверху – УГО положения испытуемого

Исходя из принятых обозначений, получены следующие зависимости для определения параметров ПВ.

$$T_{ПВ} = T_C + T_D \quad (3.7)$$

– показывает, что длительность процедуры складывается из статичных и динамичных стадий.

$$T_C = T_{И} + T_{СС} + T_{СИ} \quad (3.8)$$

– показывает, что длительность статичных стадий процедуры складывается из изокраниальных, супракраниальных или инфракраниальных стадий.

$$T_D = T_{ДСС} + T_{ДСИ} + T_{ДИС} + T_{ДИИ} \quad (3.9)$$

– показывает, что длительность динамичных стадий процедуры складывается из четырёх возможных видов перемещения краниального торца ложа.

На основе указанных зависимостей разработаны показатели, позволяющие определять характер процедур ПВ.

1. Показатель постуральной нагрузки 1 по максимуму:

$$k_{ПН1} = A_{Пм} / 180^\circ \quad (3.10)$$

– характеризует интенсивность ПВ через соотношение размаха амплитуд за процедуру и максимально возможного размаха, если $k_{ПН1} \rightarrow 0$, то процедура с малой постуральной нагрузкой, если $k_{ПН1} \rightarrow 1$, то процедура с большой постуральной нагрузкой.

2. Показатель постуральной нагрузки 2 по среднему:

$$k_{ПН2} = A_{Пд} / 90^\circ \quad (3.11)$$

– характеризует интенсивность ПВ через соотношение средней амплитуды за процедуру и максимально возможного размаха, если $k_{ПН2} \rightarrow -1$, то процедура с преимущественно инфракраниальной большой постуральной нагрузкой, если $k_{ПН2} \rightarrow 1$, то процедура с большой преимущественно супракраниальной постуральной нагрузкой, если $k_{ПН2} \rightarrow 0$, то процедура с малой равномерной нагрузкой.

3. Показатель постуральной нагрузки 3 по длительности нагрузки:

$$k_{ПН3} = (T_{ПВ} - T_{И}) / T_{И} \quad (3.12)$$

– характеризует интенсивность ПВ через соотношение длительностей воздействия и горизонтального положения, т.е. положения без постуральной нагрузки, если $k_{ПН3} \ll 1$, то процедура с малой постуральной нагрузкой, если $k_{ПН3} \gg 1$, то процедура с большой постуральной нагрузкой, а если $k_{ПН3} \approx 1$, то процедура со средней постуральной нагрузкой.

4. Показатель динамичности ПВ:

$$k_D = T_D / T_C \quad (3.13)$$

– характеризует соотношение статичных и динамичных составляющих процедуры ПВ, если $k_D < 1$, то процедура ПВ преимущественно статичная, если $k_D > 1$, то преимущественно динамичная, а если $k_D = 1$, то равно статично-динамичная.

5. Показатель преимущественной ориентации ПВ:

$$k_0 = (T_{CC} + T_{DCC} + T_{ДСИ}) / (T_{СИ} + T_{ДИС} + T_{ДИИ}) \quad (3.14)$$

– характеризует соотношение длительностей нахождения испытуемого в супракраниальном и инфракраниальном положениях, если $k_0 < 1$, то процедура ПВ преимущественно инфракраниальная, если $k_0 > 1$, то преимущественно супракраниальная, а если $k_0 \approx 1$, то равно инфрасупракраниальная, т.е. испытуемый находится в супракраниальном и инфракраниальном положениях равное время.

6. Показатель преимущественной направленности ПВ:

$$k_H = (T_{DCC} + T_{ДИС}) / (T_{ДСИ} + T_{ДИИ}) \quad (3.15)$$

– характеризует соотношение длительностей движений краниального торца ложа вверх и вниз, если $k_H < 1$, то торец ложа преимущественно движется вниз, если $k_H > 1$, то преимущественно движется вверх, а если $k_H \approx 1$, то движение равнонаправленное, т.е. испытуемый движется в супракраниальном и инфракраниальном положениях равное время.

7. Показатель угловой несимметричности ПВ:

$$k_y = (A_{Пmax}) / (A_{Пmin}) \quad (3.16)$$

– характеризует соотношение максимальных углов перемещения-ориентации испытуемого в самом верхнем и самом нижнем положениях краниального торца ложа, при $k_y = 1$ нагрузка симметричная, при $k_y > 1$ – преимущественно супракраниальная (ортостатическая), при $k_y < 1$ – преимущественно инфракраниальная (антиортостатическая).

3.4 Разработка протоколов сложных постуральных воздействия

В подразделах 1.2, 1.3 и 1.4 были описаны реакции кардиоваскулярной системы на простые ПВ, в подразделе 3.2 дана трактовка этих реакций с точки зрения теории автоматического управления динамических систем, там же приведены варианты сложных колебательных воздействий как последовательности простых с оценкой их влияния на ПП, а в подразделе 3.3 предложена описательная модель сложных ПВ. Исходя из этих данных, можно сделать вывод, что для достижения поставленной цели необходимо использовать, по крайней мере, два вида сложных ПВ: аperiodическое и периодическое (колебательное). При этом они должны быть знакопеременными, а колебательное ПВ должно иметь скважность, не равную двум. Этим требованиям отвечают два следующие протокола ПВ, использованные в диссертационном исследовании.

Протокол ПВ №1.

Данный протокол иллюстрирует рисунок 3.15. На нём показана траектория перемещения краниального торца ложа испытуемого в сагиттальной плоскости относительно фронтальной оси и параметры ПВ, где $A_{П}$ – угол наклона краниального торца, $i = 1..9$ – стадии испытания. В стадиях 1, 5 и 9 испытуемый находится в горизонтальном (изокраниальном) положении в течение времени $T_{И} = 180$ с, в стадии 3 испытуемый находится в положении вверх головой (супра-

краниально) под углом 18° в течении времени $T_{CC} = 180\text{с}$, в стадии 4 – в вниз головой (инфракраниально) под углом -80° в течении $T_{СИ} = 180\text{с}$. В стадии 2 краниальный торец ложа движется вверх и выше линии горизонта ($T_{ДСС} = 20\text{с}$), в стадии 4 – вниз и выше линии горизонта ($T_{ДСИ} = 20\text{с}$), в стадии 6 – вниз и ниже линии горизонта ($T_{ДДИ} = 80\text{с}$), в стадии 8 – вверх и ниже линии горизонта ($T_{ДИС} = 80\text{с}$). Общее время испытания $T_{\Pi} = 1200\text{с}$. Подробно параметры протокол ПВ №1 представлены в таблице 3.5.

Исходя из предложенных параметров для оценки ПВ процедуру по протоколу № 1 можно охарактеризовать как процедуру со средним уровнем поструральной нагрузки по максимуму, с малой преимущественно инфракраниальной нагрузкой по среднему, со средней нагрузкой по длительности воздействий, преимущественно статичная, инфракраниальная с равнонаправленным движением.

Таким образом, в испытании имеем три фоновых установившихся режима без поструральной нагрузки (стадии 1, 5 и 9), два установившихся режима под нагрузкой (стадии 3 и 7) и четыре переходных режима (стадии 2, 4, 6 и 8) с точно зарегистрированными моментами начала и завершения всех стадий. Это позволило сопоставить ПП и время различных влияний ПВ.

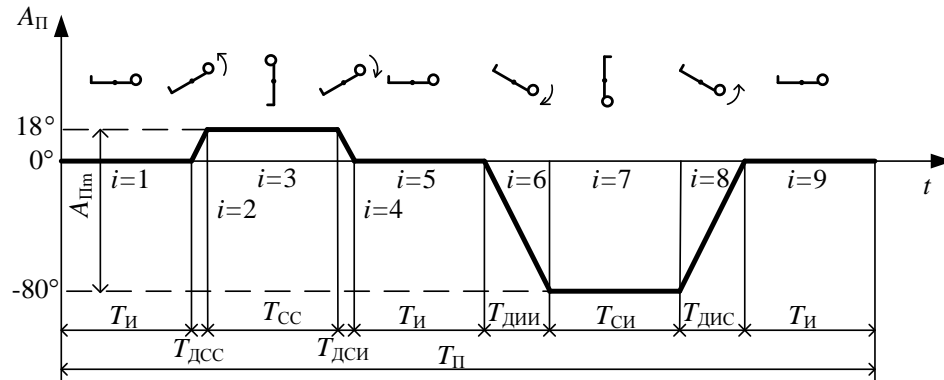


Рисунок 3.15 – Траектория перемещения-ориентации краниального торца ложа и параметры ПВ по протоколу №1

Протокол ПВ №2. Данный протокол иллюстрирует рисунок 3.16. На нём показана траектория перемещения краниального торца ложа испытуемого в сагиттальной плоскости относительно фронтальной оси и параметры ПВ, где A_{Π} – угол наклона краниального торца, T_{Π} – период покачивания, всего в испытании девять покачиваний, каждое из них состоит из пяти стадий. Таким образом, $i = 1..47$, $i = 1$ и $i = 47$ – соответствуют изокраниальному положению испытуемого. Испытуемого периодически переводят из ортостатического положения (15°) в антиортостатическое (-15°), длительность одного качания составляет 83 с, пауза в ортостатическом положении длится 10 с. Общее время испытания $T_{\Pi} = 1200\text{с}$. Подробно параметры протокол ПВ №2 представлены в таблице 3.5.

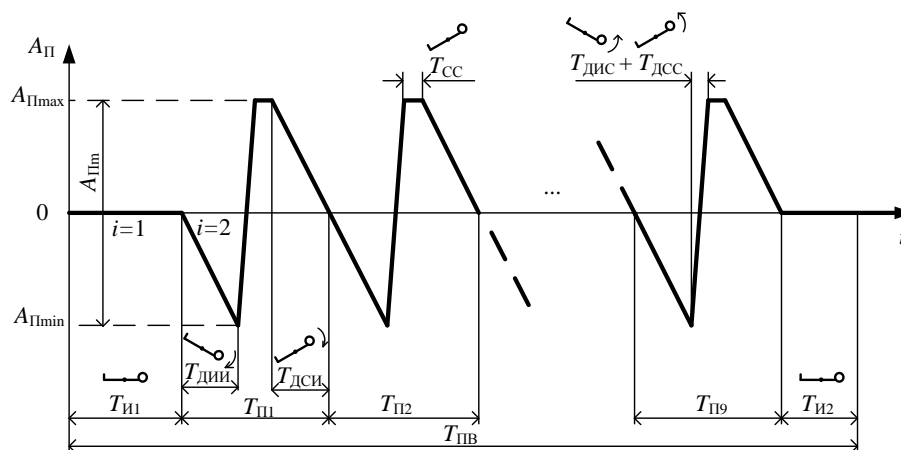


Рисунок 3.16 –Траектория перемещения-ориентации краниального торца ложа и параметры ПВ по протоколу №2

Таким образом, в начале и в конце испытания имеем фоновые установившиеся режимы без поструральной нагрузки (стадии 1 и 47), и девять периодических знакопеременных движений испытуемого с точно зарегистрированными моментами начала и завершения всех стадий. Это позволяет сопоставить ПП и время различных влияний периодических ПВ. Исходя из предложенных параметров для оценки ПВ процедуру по протоколу № 2 можно охарактеризовать как процедуру с низким уровнем ПН по максимуму, с малой равномерной нагрузкой по среднему, со средней нагрузкой по длительности воздействий, преимущественно динамичная, супракраниальная с преимущественным движением вниз.

Сравнивая протоколы ПВ (таблица 3.5) можно отметить, что протокол № 1 связан с большими статическими равнонаправленными нагрузками, а протокол № 2 – с небольшими динамическими инфракраниальными нагрузками.

Таблица 3.5.

Сравнительная таблица параметров протоколов №1 и №2.

Параметр	Протокол № 1	Протокол № 2	Параметр	Протокол № 1	Протокол № 2
n	9	47	$T_{Дси}$, с	20 ($\approx 0,3$ мин)	$315 = 35 \cdot 9$ (5,3 мин)
$A_{Пmax}$, град.	18	15	$T_{Дис}$, с	75 (1,25 мин)	$63 = 7 \cdot 9$ (≈ 1 мин)
$A_{Пmin}$, град.	-80	-15	$T_{Дии}$, с	75 (1,25 мин)	$315 = 35 \cdot 9$ (5,3 мин)
$A_{Пm}$, град.	98	30	$T_{П}$, с	–	83 (1,38 мин.)
$A_{Па}$, град.	-14	6	$N_{П}$	1	9
$T_{ПВ}$, с	1200 (20 мин)	1200 (20 мин)	$k_{ПН1}$	0,54	0,17
$T_{и}$, с	540 (9 мин)	360 (6 мин)	$k_{ПН2}$	-0,16	0,07
$T_{С}$, с	900 (15 мин)	450 (7,5 мин)	$k_{ПН3}$	1,2	2,3
$T_{СС}$	180 (3 мин)	$90 = 10 \cdot 9$ (1,5 мин)	$k_{Д}$	0,21	1,6
$T_{Си}$, с	180 (3 мин)	0	$k_{О}$	0,66	1,24
$T_{Д}$, с	190 (≈ 3 мин)	750 (12,5 мин)	$k_{Н}$	1	0,2
$T_{Дсс}$, с	20 ($\approx 0,3$ мин)	$63 = 7 \cdot 9$ (≈ 1 мин)	$k_{у}$	5	1

3.5. Выводы третьей главы

1. Разработаны два способа обработки КРГ для динамической оценки изменений спектральной мощности в стандартных диапазонах КРГ: на основе СВК и линейной частотной фильтрации.
2. Разработан способ векторного представления и классификация гемодинамических реакций на сложные ПВ в области АДср. и УИ (по интенсивности и направлению).
3. Для интерпретации результатов исследования и анализа механизма гемодинамических регуляторных процессов при сложных ПВ используются элементы теории динамических систем, и в частности, понятия переходных процессов, систем управления по возмущению и по отклонению.
4. Проведён анализ переходных процессов резонансных динамических систем второго порядка. Показано, что для задания их определённых реакций необходимо использовать периодическое знакопеременное воздействие с различной скважностью.
5. Разработана модель ПВ на основе последовательности стадий, представляющих собой последовательность простых ПВ в виде наклонов или подъёмов с заданной скоростью, под определёнными углами.
6. Предложено два протокола сложных ПВ, отличающихся друг от друга по основным параметрам: углам поворота, периоду повторения, направленности и скважности воздействия.

ГЛАВА 4. ИЗУЧЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ МОЛОДЫХ ИСПЫТУЕМЫХ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ (РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ)

В исследовании применялись два вида сложных ПВ: по протоколу №1 и №2 (см. п.п. 2.5). Первая часть раздела 4 посвящена результатам изучения гемодинамических реакций на сложные ПВ по протоколу №1, вторая – по протоколу №2, результаты представлены в следующем порядке:

1. Значения САД, ДАД, ЧСС, зарегистрированные во время исследования, и их некоторые статистические показатели.
2. Расчётные показатели АДср, УИ и др.
3. Векторное представление изменений АДср. и УИ на номограмме гемодинамики, классификация реакций, характеристики ПП.
4. Динамика изменений нормированных значений HF, LF, VLF, LF/HF во время ПВ способом СВК ВСР и способом линейной фильтрации, классификация реакций, характеристики ПП.

Данные испытуемых: псевдоним, возраст на время исследования, вес, рост, тип кровообращения (ТК), определённый по СИ в соответствии с нормативными данными (Земцовский Э. В., 1995), и тип вегетативного тонуса (ТВТ), определённый на основе индекса напряжения (ИН) и соотношения LF/HF в соответствии с нормативными данными (Максумова Н.В., 2015) приведены в таблице 1 Приложения. Средний возраст испытуемых на время исследования 22 ± 4 , средний рост 175 ± 5 , средний вес 72 ± 9 .

В таблице 4.1 представлено распределение испытуемых по типу кровообращения.

Таблица 4.1.

Распределение испытуемых по типу кровообращения и вегетативного тонуса

Тип кровообращения	Тип вегетативного тонуса			
	Ваготонический	Нормотонический	Симпатотонический	Итого
Гипокинетический	1	1	0	2
Эукинетический	5	12	4	21
Гиперкинетический	0	1	6	7
Итого	6	14	10	30/30

4.1 Показатели гемодинамики молодых испытуемых при постуральных воздействиях по протоколу №1

Средние, максимальные, минимальные и другие значения САД, ДАД, УИ и ЧСС группы испытуемых, зарегистрированные при ПВ по протоколу №1, представлены в таблице 4.2. Для каждого испытуемого получены значения указанных показателей для пяти статичных стадий, т.е. $i = 1, 3, 5, 7, 9$ (см. рисунок 2.17).

Параметры САД, ДАД, УИ и ЧСС испытуемых, зарегистрированные при ПВ по протоколу №1

№ п.п.	Статистические показатели	Физиологические показатели																			
		САД, мм рт. ст.					ДАД, мм рт. ст.					УИ, мл/м ²					ЧСС, уд./мин				
		№ стадии					№ стадии					№ стадии					№ стадии				
		1	3	5	7	9	1	3	5	7	9	1	3	5	7	9	1	3	5	7	9
1	Ср. знач.	114	119	114	99	114	69	72	66	54	70	65	53	65	77	70	77	76	77	77	74
2	Ст. откл.	10,8	10,6	9,9	20,1	9,2	6,2	6,7	5,5	9,2	6,5	9,5	6,7	10,0	8,7	10,1	5,3	5,7	6,4	6,7	6,4
3	Макс.	132	134	129	131	129	77	82	73	66	78	73	63	77	86	78	84	84	87	87	81
4	Мин.	96	95	93	65	98	59	63	56	41	59	37	35	38	54	38	64	62	66	67	56
5	Размах	36	39	36	67	31	18	19	17	26	19	35	28	40	32	40	20	22	21	20	25

На рисунке 4.1 представлено распределение значений в виде гистограммы для САД (*a*), ДАД (*b*), УИ (*в*) и ЧСС (*г*) для пяти стадий ПВ ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) по протоколу №1. Распределения значений указанных показателей при орто- и антиортостатических воздействиях демонстрируют известные тенденции. Множество САД (рисунок 4.1,*a*) при переводе в ОП изменяется в сторону больших значений в среднем на 6 мм. рт. ст. ($i = 3$), при переводе в АОП – в сторону меньших значений в среднем на 14 мм. рт. ст. ($i = 7$), в ГП множества практически совпадают ($i = 1, 5, 9$). ДАД (рисунок 4.1,*b*) демонстрирует ту же тенденцию, за исключением того, что при возвращении из ОП в ГП множество ДАД смещается в сторону меньших значений в среднем на 4 мм. рт. ст. ($i = 5$).

Отметим, что изменения САД и ДАД при несимметричной преимущественно антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$), также несимметричны и смещены в сторону уменьшения значений.

Множество УИ (рисунок 4.1,*в*) при переводе в ОП изменяется в сторону меньших значений в среднем на 11 мл/м² ($i = 3$), при переводе в АОП – в сторону больших значений в среднем на 11 мл/м² ($i = 7$), в ГП ($i = 1, 5$) множества практически совпадают, в ГП ($i = 9$) происходит смещение в сторону больших значений в среднем на 5 мл/м².

Отметим, что изменения УИ, в отличие от изменений САД и ДАД, при несимметричной преимущественно антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$) сами симметричны.

Множество ЧСС (рисунок 4.1,*г*) не демонстрирует явно выраженных тенденций, что связано со слишком большой вариабельностью данного показателя для оценки минутных интервалов ПВ (см. п. 1.2 и табл. 1.2).

Это, очевидно, связано с нелинейностью зависимости АД = f (УИ, ОПСС), где ОПСС – общее периферическое сопротивление сосудов. В рассматриваемом случае на стадии перевода испытуемого в ОП снижение УИ и рост АД происходит вследствие увеличения ОПСС, уменьшения объема циркулирующей крови (ОЦК), ослабления венозного возврата на фоне роста ЧСС. На стадии перевода в АОП изменения в данных показателях направлены в противополо-

ложную сторону, за исключением ЧСС (его снижение происходит только в части случаев и лишь на начальном этапе нагрузки), что обеспечивает рост УИ при значимом снижении АД.

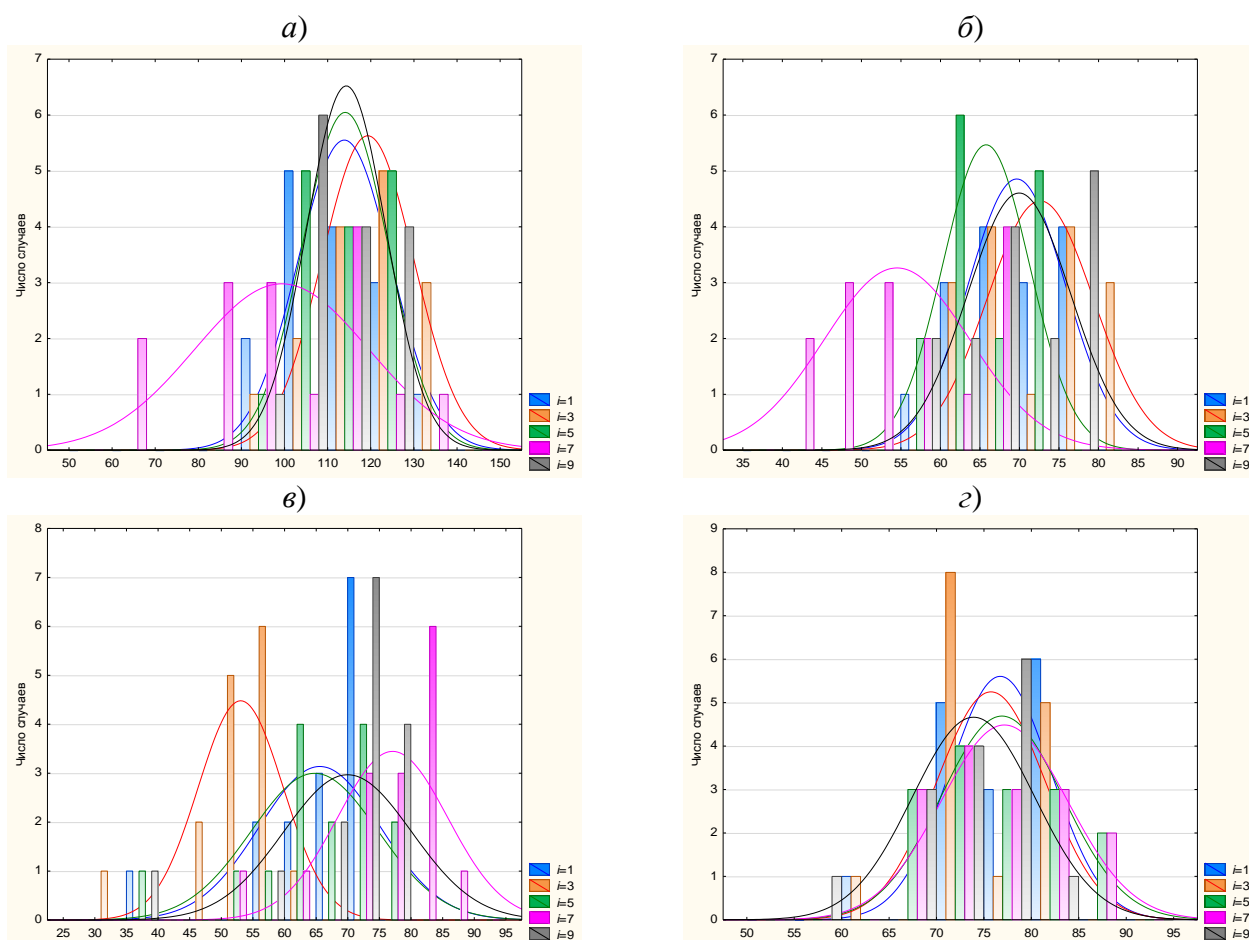


Рисунок 4.1 – Распределение значений САД (а), ДАД (б), УИ (в) и ЧСС (з) для пяти стадий ПВ ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) по протоколу №1

На рисунке 4.2,а представлена обобщённая динамика по стадиям изменений САД при ПВ по протоколу №1, на рисунке 4.2,б – ДАД, на рисунке 4.2,в – УИ, на рисунке 4.2,з – ЧСС. На графиках точка соответствует средним значениям, а отрезок – стандартным отклонениям (Ст. откл.). Здесь и далее знаком «*» отмечены те стадии ПВ, при которых показатели значимо ($p < 0,05$) отличаются от показателей, полученных при первой фоновой (до начала ПВ) стадии (ГП, $i = 1$). Эти показатели также демонстрируют известные тенденции к изменениям при орто- и антиортостатических воздействиях. Отметим большой разброс значений САД при переводе в АОП по сравнению с разбросом значений ДАД ($i = 7$): 22 к 10 (мм. рт. ст.). Ещё раз отметим, что при несимметричной преимущественно антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$) изменения САД и ДАД также несимметричны, в отличие от симметричных изменений УИ.

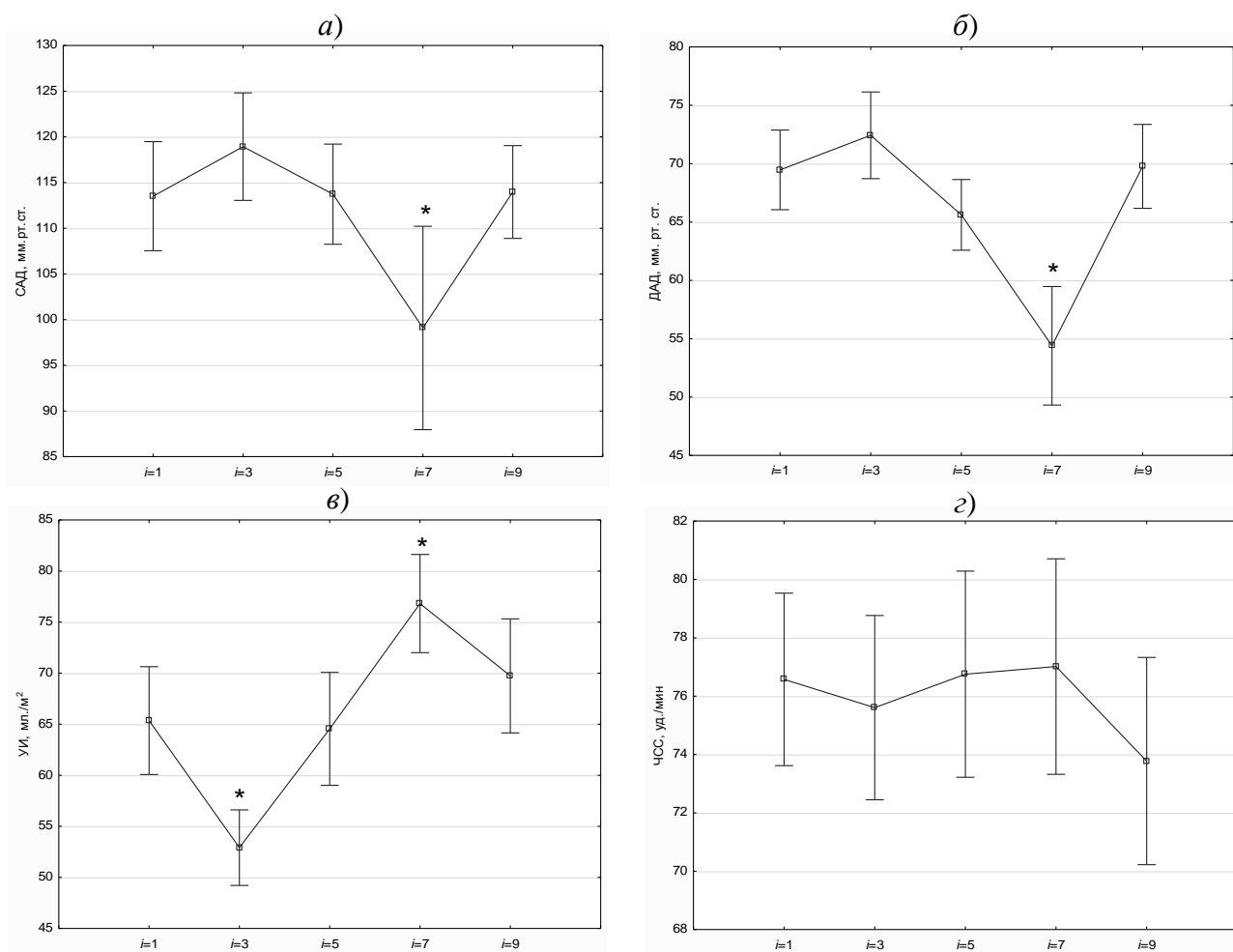


Рисунок 4.2 – Обобщённая динамика изменений САД (а), ДАД (б), УИ (в), ЧСС (г) для пяти стадий ПВ ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) по протоколу №1.

Рассмотрим особенности реакций конкретных испытуемых (рисунок 4.3). Для большинства случаев (12 из 15) изменения показателей при используемых ПВ соответствуют теоретическим представлениям и описаны выше. Остановимся на трёх нетипичных случаях. Для двух случаев реакция на перевод в АОП оказалась нетипичной по показателям САД и ДАД – они увеличились, испытуемые ГМИ и ЩДВ (рисунок 4.3,а и 4.3,б). Для двух случаев реакция оказалась нетипичной по показателю УИ – он снизился, испытуемые ГМИ и ЗИС (рисунок 4.3,в). Отметим, что одна нетипичная реакция, по показателям САД и ДАД совпала с нетипичной реакцией по УИ (испытуемый ГМИ), одна нетипичная реакция, по показателям САД и ДАД совпала с типичной реакцией по УИ (испытуемый ЩДВ), а одна нетипичная реакция, по показателю УИ совпала с типичной реакцией по САД и ДАД (испытуемый ЗИС). Также отметим, что именно реакция на перевод в АОП оказалась нетипичной для трёх случаев. Известно, что при АОНП основным классифицирующим признаком для оценки состояния гемодинамики является значение величины сердечного выброса (Карпов Р.С., Дудко В.А., 1998). Его увеличение (у 27 испытуемых) служит признаком нормы, а отсутствие прироста или снижение (у 3-х испытуемых)

признаком нарушений. Эти трое испытуемых в дальнейшем исследовании не участвовали. Средние значения ЧСС изменяются разнонаправлено (рисунок 4.3,з).

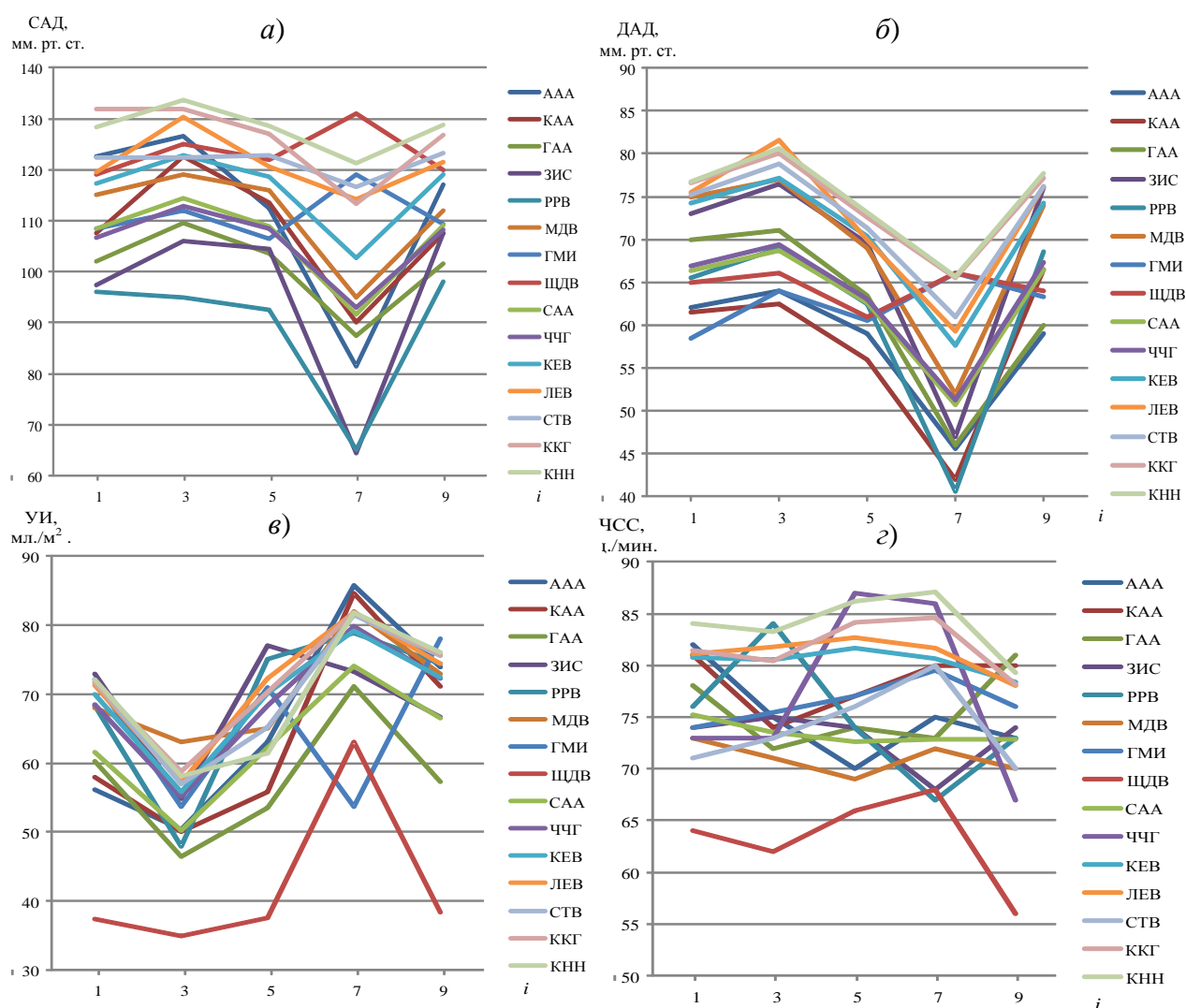


Рисунок 4.3 – Динамика изменений САД (а), ДАД (б), УИ (в), ЧСС (з) 15-и испытуемых для пяти стадий ПВ ($i = 1, 3, 5, 7, 9$), ААА и др.– обозначение испытуемых

Рассмотрим, как изменяется гемодинамический статус у 15-и испытуемых в двумерном пространстве УИ и АДср в течение пяти стадий ПВ протоколу №1 ($i = 1, 3, 5, 7, 9$), каждая стадия обозначена соответствующим значком (рисунок 4.4). Такое представление позволяет проиллюстрировать разброс и распределение у испытуемых значений УИ и АДср для пяти стадий ПВ. В исходном ГП область показателей УИ и АДср обозначена синими ромбиками и находится в центре рассматриваемого пространства. Область показателей УИ и АДср, полученных при переводе в ОП, обозначена красными квадратиками и смещена влево вверх относительно центра, т.е. в сторону бóльших значений АДср и меньших значений УИ. Область показателей УИ и АДср, полученных при переводе в АОП, обозначена фиолетовыми крестиками и смещена вправо вниз относительно центра, т.е. в сторону меньших значений АДср и бóльших значений УИ.

При возврате из ОП (зелёные треугольнички) и АОП (синие звёздочки) в ГП область показателей УИ и АДср располагается в центре рассматриваемого пространства.

На рисунке 4.5 по сравнению с рисунком 4.4 добавлены линии, соединяющие точки ГС на пяти стадиях ПВ для восьми испытуемых. Среди них представлены результаты испытуемых ГМИ, ЗИС и ЩДВ, продемонстрировавших нетипичную реакцию. У остальных испытуемых изменения значений показателей УИ и АДср, хотя и находятся в различных диапазонах, но сами изменения имеют сходные направления и соответствуют теоретическим.

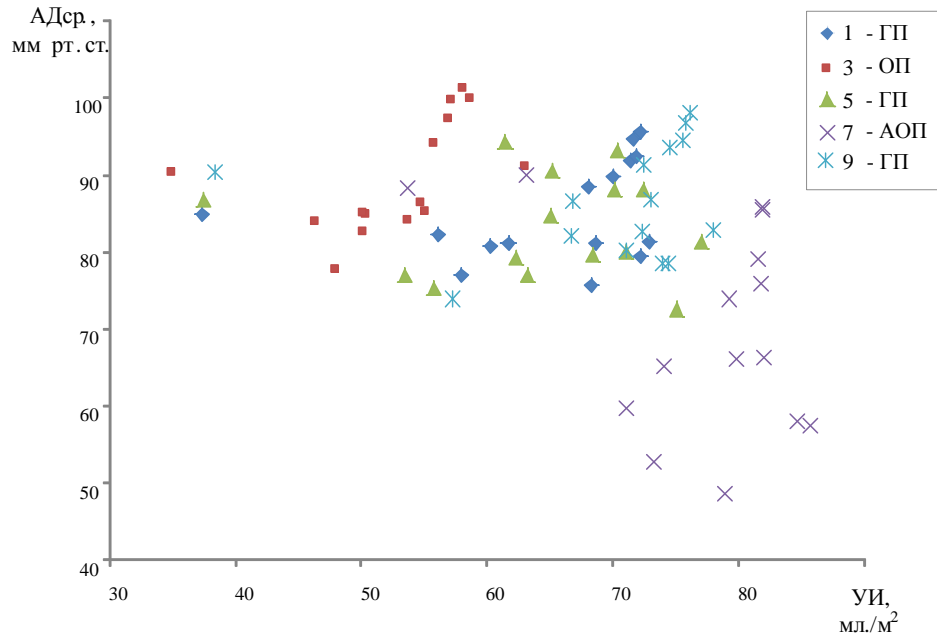


Рисунок 4.4 – Изменение гемодинамического статуса у 15-и испытуемых в двумерном пространстве УИ и АДср в течение пяти стадий ПВ протокола №1 ($i = 1, 3, 5, 7, 9$)

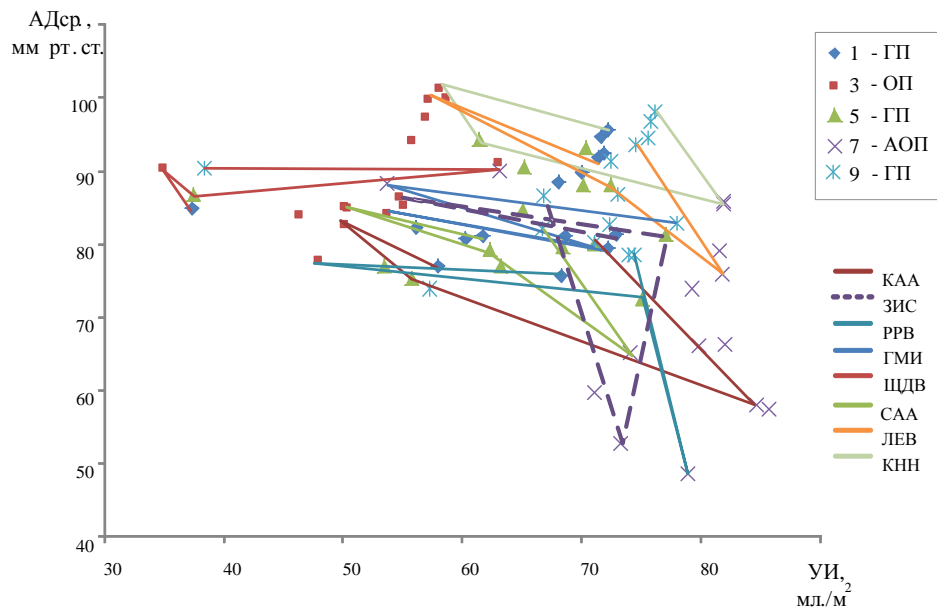


Рисунок 4.5 – Изменение гемодинамического статуса у 15-и испытуемых в двумерном пространстве УИ и АДср в течение пяти стадий ПВ протокола №1 ($i = 1, 3, 5, 7, 9$)

На рисунке 4.6 представлен результат обобщения данных о минимальных и максимальных значениях УИ и АДср, полученных у 15-и испытуемых за все стадии ПВ по протоколу №1. Каждая прямоугольная область соответствует результатам одного из испытуемых, вместе они образуют обобщённую область возможных значений УИ и АДср, при этом наибольшая плотность значений приходится на область, лежащую в диапазоне для УИ от 55 до 79 мл./м² для АДср от 74 до 87 мм рт. ст. Отметим, что по значениям УИ эта область лежит справа от границы нормы для ОП, а по значениям АДср в нижней части области нормы для ОП.

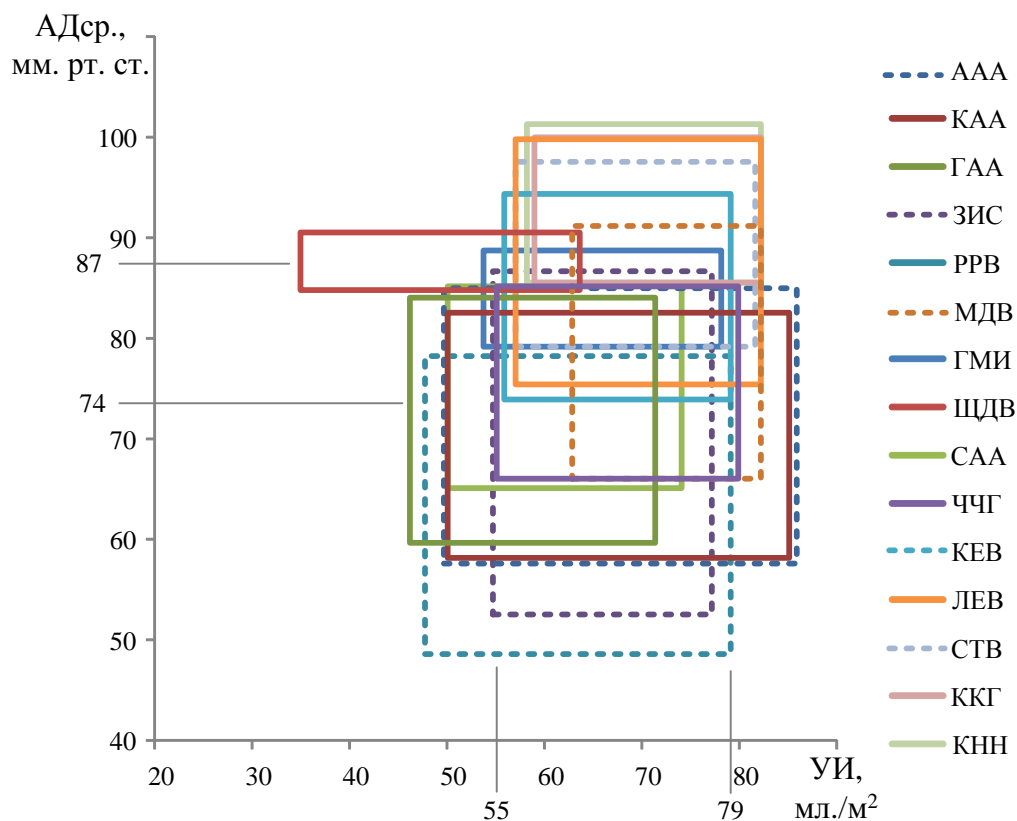


Рисунок 4.6 – Обобщённые данные о минимальных и максимальных значениях УИ и АДср., полученные у 15-и испытуемых за все стадии ПВ по протоколу №1

Для оценки динамики АД и УИ при ПВ по протоколу №1 используется их векторное представление на плоскости УИ – АДср, подробно описанное в подразделе 2.1.5. Таким образом, получены данные о степени (интенсивности) изменений ГС испытуемого, выражаемых через длину вектора между двумя ГС, соответствующими статичным стадиям ПВ ($i = 1, 3, 5, 7, 9$), и направлении этих изменений в сторону значительных вариаций АД или УИ, выражаемых через угол вектора относительно оси абсцисс. Результат расчёта длин и направлений векторов ГС для испытуемых представлен в таблице 4.3.

Таблица 4.3

Длины и направления векторов (изменений) ГС, полученные при ПВ по протоколу №1

№ п.п.	Испытуемые и статистические показатели	Параметры реакций (вектора изменений ГС)							
		Интенсивность реакций (длина вектора), у.е.				Направления реакций (угол вектора), град.			
		№ стадий				№ стадий			
		1-3	3-5	5-7	7-9	1-3	3-5	5-7	7-9
1	ААА	6,4	15,1	29,7	23,9	155	-32	-41	119
2	КАА	9,7	9,3	33,5	26,0	144	-52	-31	121
3	ГАА	14,2	10,0	24,4	19,6	167	-45	-44	134
4	ЗИС	18,8	22,8	28,6	34,3	164	-13	-98	101
5	РРВ	20,4	27,6	24,1	30,0	174	-11	-81	99
6	МДВ	5,7	6,6	25,0	22,2	152	-72	-47	114
7	ГМИ	19,0	17,8	19,3	24,9	165	-14	154	-13
8	ЩДВ	6,1	4,4	25,8	24,7	113	-55	7	179
9	САА	12,1	13,4	18,3	18,5	161	-26	-50	114
10	ЧЧГ	14,0	14,3	17,6	18,1	163	-23	-49	115
11	КЕВ	14,8	15,4	16,9	18,6	163	-23	-57	111
12	ЛЕВ	16,3	19,2	15,4	19,2	151	-38	-52	112
13	СТВ	15,6	10,6	20,0	16,6	162	-39	-36	111
14	ККГ	13,9	13,5	13,8	12,9	158	-31	-34	118
15	КНН	15,1	7,7	22,1	13,6	158	-65	-23	115
–	Ср.знач	13	14	22	22	157	-36	-32	110
–	Ст.откл.	4,7	6,2	5,7	5,9	14,1	18,9	56,7	38,9
–	Макс	20	28	34	34	174	-11	154	179
–	Мин	6	4	14	13	113	-72	-98	-13
–	Макс-мин	15	23	20	21	61	62	252	192

Для сопоставления интенсивностей и направлений ГР в течение четырёх переходов (1-3, 3-5, 5-7 и 7-9) между пятью статичными положениям ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) начальные точки всех векторов ГР сведены в точку начала координат на плоскости УИ – АДср, года конечные точки этих векторов будут расположены так, как показано на рисунке 4.7 (для примера, показан один вектор с длиной l_{3-5} и углом α_{3-5} , соответствующий ГР испытуемого СТВ при переводе ОП в ГП)

При переходе из ГП в ОП, как и обратно из ОП в ГП, интенсивность реакций имеет различные значения, при этом зависящие от их направления, т.е. чем больше интенсивность ГР, тем больше ГР смещается в сторону роста УИ. Или в терминах векторного представления для данного случая: чем больше длина вектора ГР, тем ближе его направление к оси абсцисс (УИ); самые короткие вектора имеют направления близкие к направлению оси ординат (АДср).

При переходе из ГП в АОП, как обратно из АОП в ГП, интенсивность реакций имеет различные значения, но с меньшим разбросом, чем при переходе ГП – ОП. При этом отсутствует зависимость интенсивности реакций и их направления.

Отметим, что практически пустыми остались 1-й и 3-й квадранты плоскости УИ – АДср (по одному исключению: испытуемый ЩДВ в 1-ом, ЗИС в 3-ем), соответствующие одновременно росту или падению значений УИ и АДср. Один вектор (испытуемый ГМИ) попал не в «свой» квадрант, при этом по абсолютным значениям его показатели находятся в пределах нормы (рисунок 4.6). Такой эффект может быть связан с силой симпатических влияний у испытуемого ГМИ, его показатель LF имеет одни из наибольших значений среди всех испытуемых при ПВ по протоколу №1 (таблица 4.4). Это может свидетельствовать о том, что при переводе испытуемого в АОП не происходит достаточной вазодилатации сосудов, а значит, усиление инотропного эффекта выливается не в рост УИ, а в увеличение АД (рисунок 4.3).

Таким образом, отличия компенсаторных реакций у испытуемых при ортостатических воздействиях проявляются в большей степени через изменение УИ, и в меньшей степени через изменение АДср; отличия компенсаторных реакций у испытуемых при антиортостатических воздействиях проявляются через УИ и АДср пропорционально.

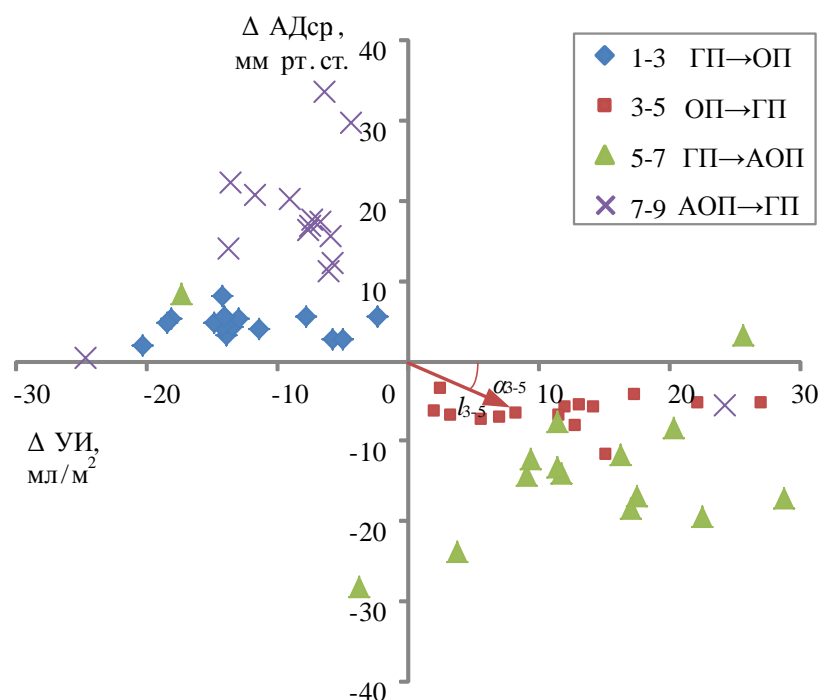


Рисунок 4.7 – Конечные точки векторов ГР 15-и испытуемых в течение четырёх переходов (1-3, 3-5, 5-7 и 7-9) между пятью статичными положениями ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) при ПВ по протоколу №1

Гистограмма распределения для 15-и испытуемых интенсивности и направлений их реакций через векторное представление показана на рисунке 4.8. Такая гистограмма позволяет оценить сочетания реакций на переходы при ПВ по протоколу №1 для каждого конкретного испытуемо-

го. Показатели испытуемых на гистограмме расположены в порядке возрастания интенсивности реакций на переход между стадиями 3 и 5 (красные столбцы). Из анализа данной диаграммы можно заключить следующее. Для разных испытуемых интенсивность реакций на четыре перехода (1-3, 3-5, 5-7 и 7-9) между пятью статичными положениями ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) отличается значительно, также отличается и соотношение между ними. У первых пяти испытуемых по порядку от ЩДВ до ГАА и испытуемого ААА при относительно не большой интенсивности реакции на перевод в ОП и обратно оказалась интенсивность реакций не ниже средней на перевод в АОП и обратно. У остальных испытуемых интенсивность реакции примерно одинакова. По направлению реакций отличаются испытуемые ЩДВ (угол для стадии 5-7 больше, чем 0°), ГМИ (угол для стадии 5-7 гораздо больше, чем 0° ; угол для стадии 7-9 меньше, чем 0°) и ЗИС (угол для стадии 5-7 меньше, чем -90°).

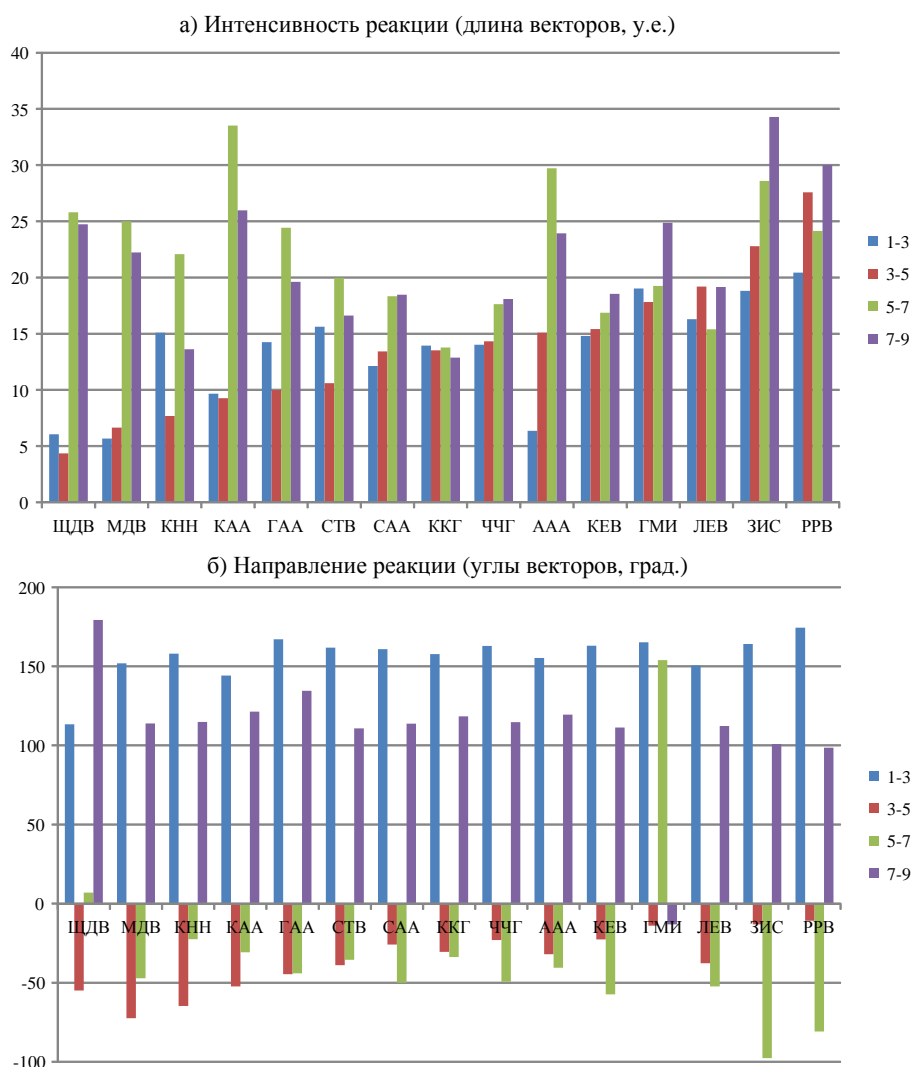


Рисунок 4.8 – Гистограмма распределения для 15-и испытуемых интенсивности (а) и направлений (б) их реакций через векторное представление для четырёх переходов (1-3, 3-5, 5-7 и 7-9) между пятью статичными положениями ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) при ПВ по протоколу №1

В соответствии с предложенной классификацией при переводе в ОП: ГР по интенсивности у 8-и испытуемых была слабая, у 22-х – средняя, ГР по направлению у всех испытуемых вошла в диапазон от 90° до 180° ; при переводе в АОП: ГР по интенсивности у всех испытуемых была средняя, ГР по направлению у 27-и испытуемых вошла в диапазон от 0° до -90° , у испытуемого ЩДВ – в диапазон от 0° до 90° , у испытуемого ГМИ – в диапазон от 90° до 180° и у испытуемого ЗИС в диапазон от -90° до -180° .

Отметим, что представленные выше результаты получены для первых однократных испытаний ПВ по протоколу №1. Очевидно, что при повторении воздействий у испытуемых будет возникать эффект тренировки. На рисунке 4.9 приведён пример для испытуемого ГАА. Использовались ПВ по протоколу №1, испытания проводились ежедневно в 10 часов утра в течение трёх дней. Результат первого дня показан на рисунках 4.9а и 4.9б, результаты второго и третьего дней – на рисунках 4.9в и 4.9г соответственно. Эффект тренировки проявляется в росте «скупченности» точек ГС по мере проведения испытаний. Вопрос адаптации организма человека к простым и сложным ПВ является

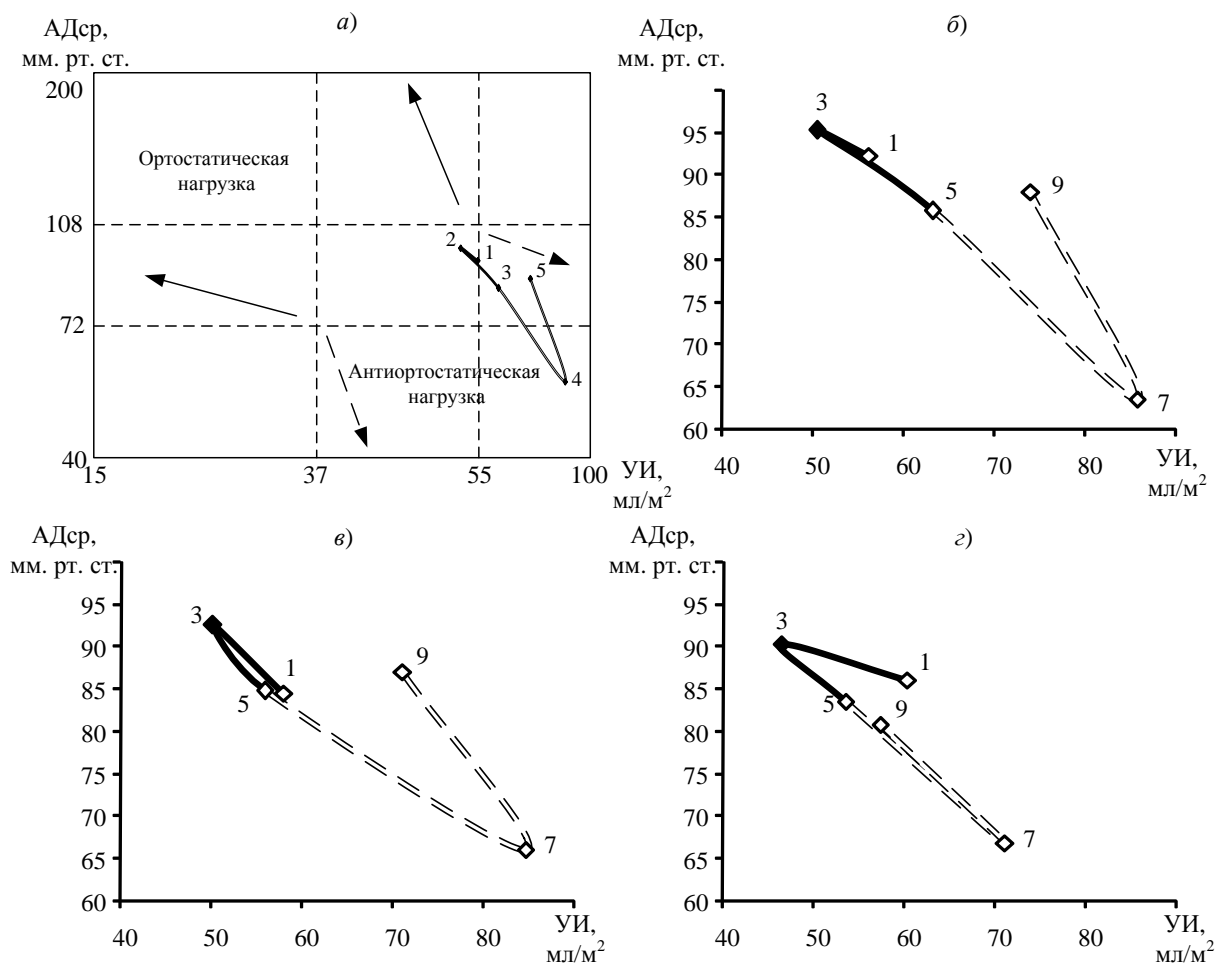


Рисунок 4.9 – Пример реакций испытуемого ГАА при использовании ПВ по протоколу №1 ежедневно в 10 часов утра в течение трёх дней: а) и б) – первый день, в) второй г) третий. 1, 3, 5, 7, 9 – пять статичных положений

Сердечный ритм и его показатели у молодых испытуемых при ПВ по протоколу №1.

На рисунке 4.13 приведён пример синхронной записи положения краниального торца ложа (*а*) и кардиоритмограмм (КРГ) испытуемых КЕВ (*б*) и СТВ (*в*) при ПВ по протоколу №1. На рисунке 4.10, *а* – по ординате отложен угол наклона ложа (0° соответствует его горизонтальному положению, 80° – почти вертикальному головой вниз), на рисунке 4.10, *б* и *в* – поударные значения ЧСС. Можно отметить явные изменения в кардиоритмограммах (*б* и *в*) – повышение ЧСС, связанные с положением испытуемого (*а*), при этом переходные процессы в ВСР у испытуемых отличаются и имеют весьма сложный характер. В части случаев происходил значительный рост ЧСС в начале перемещения, а затем – длительное снижение (рис. 4.10, *б*), в остальных – рост ЧСС был относительно медленным, а снижение быстрым (рис. 4.10, *в*). Возврат в ГП во всех случаях сопровождалось снижением ЧСС.

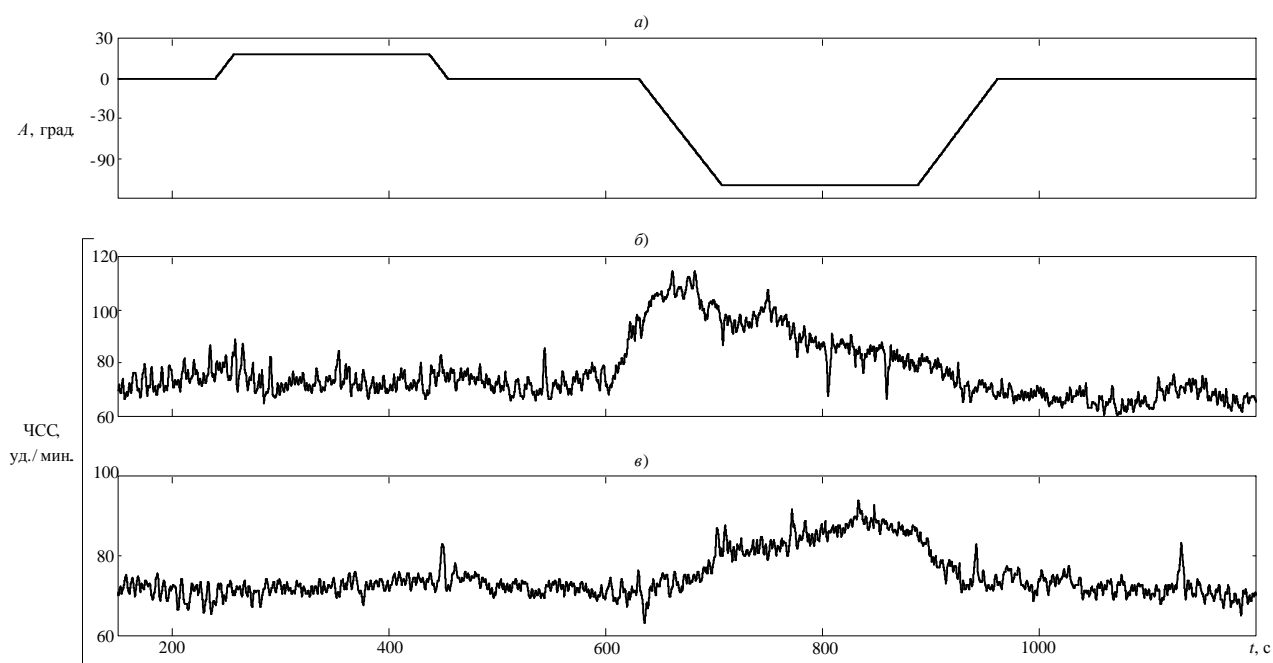


Рисунок 4.10 – Пример синхронной записи положения краниального торца ложа – механограмма (*а*) и кардиоритмограмм испытуемых КЕВ (*б*) и СТВ (*в*)

Для упрощения анализа ПП в ВСР испытуемых к их КРГ применялось сглаживание в виде низкочастотной фильтрации с частотой среза 0,15 Гц (граница НФ диапазона), значение возникающей при этом групповой задержки учтено. Результат такой обработки при ПВ по протоколу №1 для стадий $i = 5, 6, 7, 8$ и 9, при переводе из ГП (0°) в АОП (-80°) и обратно представлен на рисунке 4.11: кардиоритмограммы испытуемого СТВ при перемещении вниз головой в сагиттальной плоскости (*zx*) в соответствии с механограммой (*а*), зарегистрированные в 10 часов утра каждая, между фрагментами *б* и *в*, *в* и *г*, *г* и *д* – неделя. Датчик расположен на правой стороне краниального торца ложа испытуемого. По оси абсцисс – время (с), по оси ординат для механограммы – амплитуда (градусы отклонения от «горизонта»), для кардиоритмограмм –

ЧСС (удар/мин). Для наглядности на графиках *б*, *в*, *г* и *д* тонкой линией показана инвертированная кривая траектории перемещения. Нужно отметить явные изменения в кардиоритмограммах (*б*, *в*, *г* и *д*), связанные с положением испытуемого (*а*), при этом снова отметим, что переходные процессы в ВСП имеют весьма сложный характер, однако связанный с видом механограммы. Общим для всех случаев является рост ЧСС на протяжении ПВ. Этот рост в первом случае начался сразу с началом перемещения (*а*), в остальных случаях рост начинался после предварительного снижения ЧСС и продолжался до некоторого значения не связанного по времени с окончанием движения. Начало возврата в ГП во всех случаях сопровождалось снижением ЧСС.

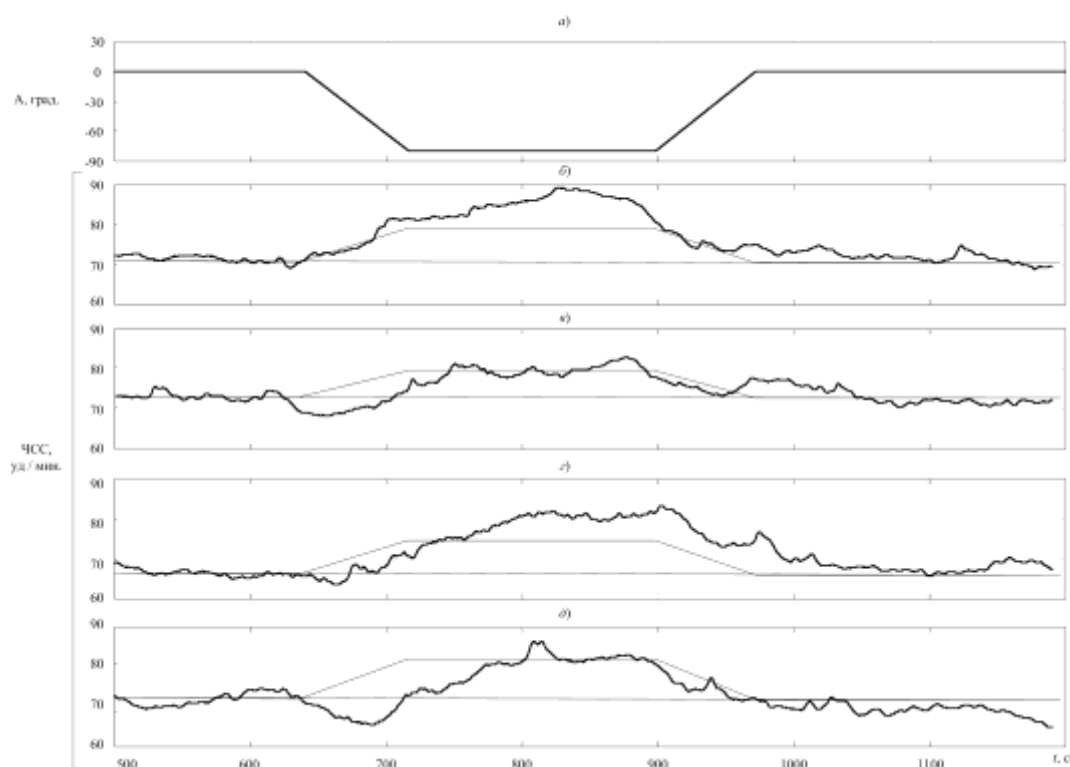


Рисунок 4.11 – Кардиоритмограммы (сглаженные) испытуемого СТВ при перемещении вниз головой в сагиттальной плоскости (*zx*) в соответствии с механограммой (*а*), зарегистрированные в 10 часов утра каждая, между фрагментами *б* и *в*, *в* и *г*, *г* и *д* – неделя, тонкой линией показана инвертированная кривая траектории перемещения (механограмма)

Таким образом, умеренная постуральная нагрузка, – длительность перемещения из ГП в положение антиортостаза составляла около 80 с, в АОП около 180 с и обратно в ГП около 80 с (рисунок 4.11,*а*), не приводила к отрицательным изменениям параметров сердечного ритма. При переводе из ГП в АОП (рисунок 4.11, *б-д*) кардиоритмограммы представляли собой типичные переходные процессы. Сходство между ними в том, что в положении вниз головой (его длительность около 180 секунд) ЧСС продолжает расти, однако при повторных пробах с интервалом в одну неделю продолжительность роста меняется. Также различны переходные процес-

сы при возврате кардиоритмограмм к исходному уровню. В пробах *в*, *г* и *д* наблюдается снижение ЧСС, связанное по времени с началом движения ложа.

Для оценки динамики частотного состава ВСП были построены спектрально-временные карты КРГ для 15-и случаев ПВ по протоколу №1. Два конкретных примера представлены на рисунках 4.15 и 4.16. В примере на рисунке 4.12 в исходном состоянии (до 250-й секунды) присутствуют значимые составляющие в HF, LF и ULF диапазонах. Мощность HF сохраняется во всех положениях кроме инфракраниального, в нём происходит его снижение и некоторое перераспределение. Отметим, что это перераспределение происходит в LF диапазоне (700 – 900 с). LF диапазон до 700-й секунды не претерпевает значимых изменений, затем происходит указанное перераспределение в сторону HF. При возвращении испытуемого в горизонтальное положение LF восстанавливается примерно с 1150 с, т.е. позже чем HF. Отметим «полосу» в районе 0,1 Гц. В супракраниальном положении мощность ULF диапазона снижается, а при начале инфракраниального – резко возрастает а затем снижается до начальных значений.

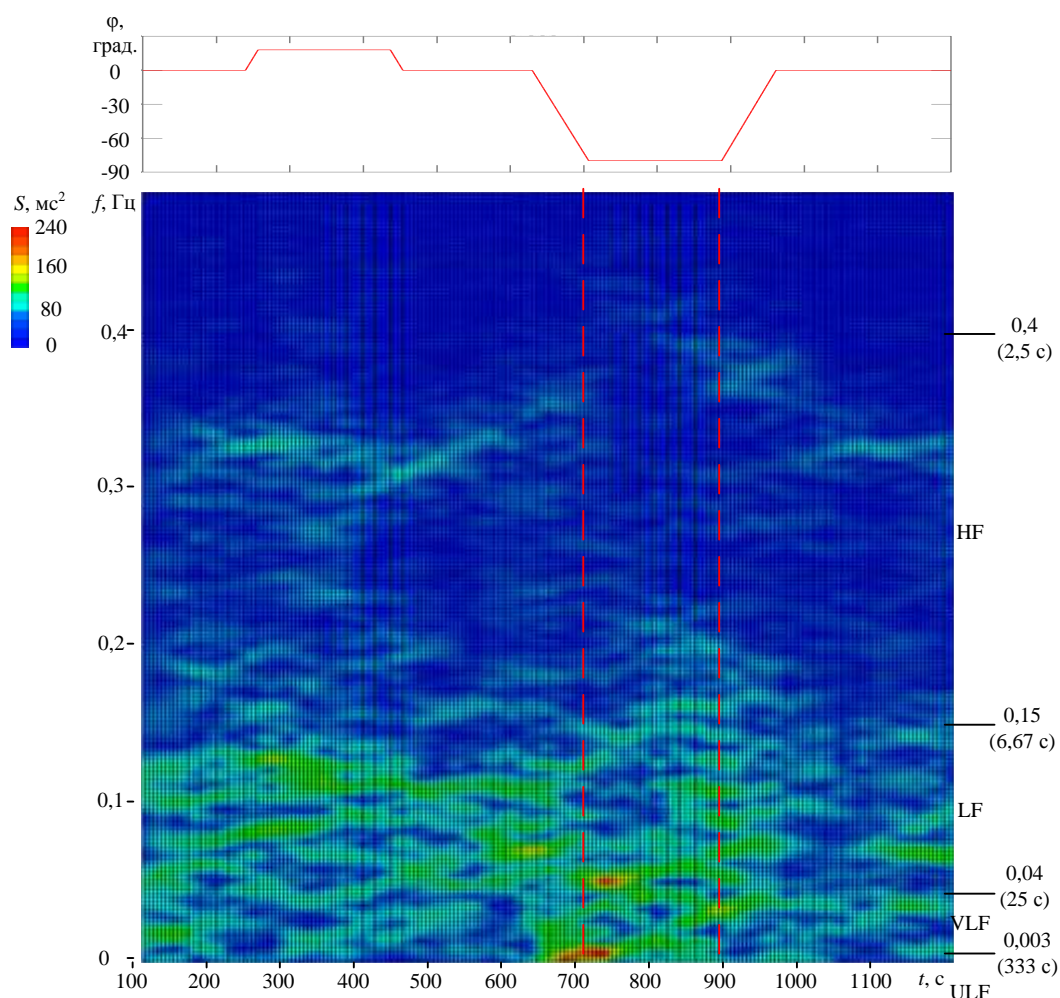


Рисунок 4.12 – Спектрально-временная карта КРГ испытуемого КЕВ, полученная при ПВ по протоколу №1

В примере на рисунке 4.13 в исходном состоянии (до 250-й секунды) присутствуют значи-

мые составляющие в HF, LF и ULF диапазонах. Мощность HF сохраняется во всех положениях, но ближе к LF диапазону. LF диапазон отмечен ростом в супракраниальном положении и падением при начале инфракраниального положения (от 700-й секунды), начинает восстанавливаться раньше, чем испытуемый возвращается в горизонтальное положение. В инфракраниальном положении мощность ULF диапазона снижается, а при возвращении из него восстанавливается до начальных значений.

Общим для всех случаев является наличие резкого повышения мощности спектра по границе 0,12 – 0,14 Гц. Для всех испытуемых начало перевода антиортостатическое положение сопровождается явными, хотя и несколько различными, изменениями в LF и VLF диапазонах.

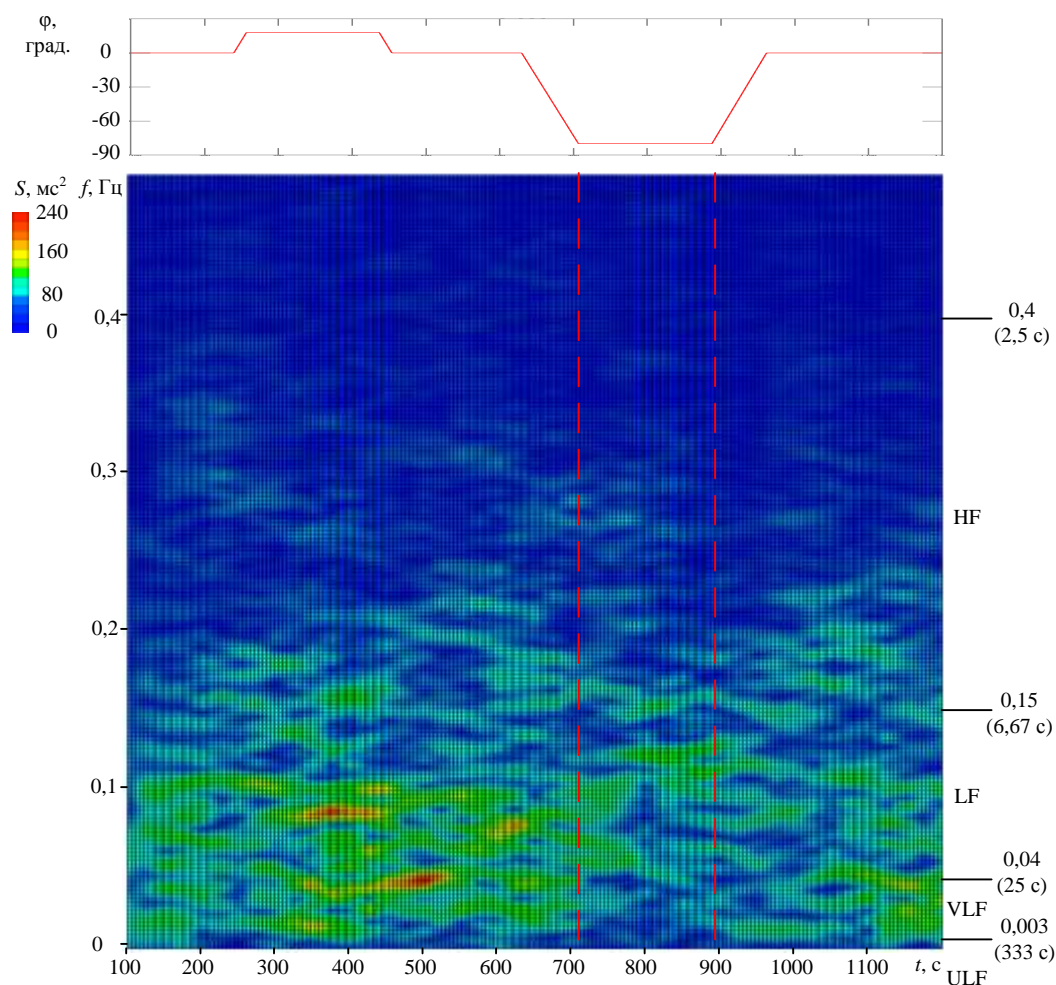


Рисунок 4.13 – Спектрально-временная карта КРГ испытуемого ГАА, полученная при ПВ по протоколу №1

Для детального изучения ПП, выражающихся в изменении показателей HF, LF, LF/HF и VLF был использован способ линейной фильтрации, описанный в подразделе 2.1.5. Значения указанных показателей для 15-и испытуемых при ПВ по протоколу №1 представлены в таблице 4.4, Значения HF, LF и VLF, получены через отношение соответствующего показателя к значению полной мощности (TP) и являются безразмерными, как и показатель LF/HF. В таблицу занесены средние значения показателей за соответствующие стадии.

Показатели HF, LF, LF/HF и VLF, полученные при ПВ по протоколу №1

№ п.п.	Испытуемые	HF					LF					LF/HF					VLF				
		№ стадии					№ стадии					№ стадии					№ стадии				
		1	3	5	7	9	1	3	5	7	9	1	3	5	7	9	1	3	5	7	9
1	ААА	0,23	0,22	0,22	0,19	0,18	0,4	0,34	0,35	0,27	0,25	1,50	1,54	1,53	1,44	1,39	0,6	0,46	0,42	0,32	0,3
2	КАА	0,24	0,27	0,32	0,36	0,35	0,34	0,38	0,44	0,5	0,47	1,44	1,32	1,40	1,41	1,30	0,61	0,72	0,73	0,68	0,67
3	ГАА	0,44	0,43	0,45	0,44	0,4	0,53	0,59	0,58	0,55	0,54	1,23	1,43	1,27	1,25	1,32	0,8	0,69	0,6	0,55	0,63
4	ЗИС	0,27	0,17	0,22	0,27	0,29	0,4	0,25	0,35	0,37	0,38	1,63	1,59	1,58	1,33	1,32	0,75	0,44	0,55	0,56	0,56
5	РРВ	0,32	0,24	0,25	0,2	0,21	0,28	0,24	0,28	0,22	0,23	0,82	1,00	1,16	1,12	1,12	0,8	0,6	0,6	0,46	0,47
6	МДВ	0,29	0,26	0,29	0,32	0,30	0,45	0,36	0,39	0,38	0,37	1,17	1,22	1,25	1,29	1,28	0,69	0,56	0,66	0,49	0,50
7	ГМИ	0,45	0,40	0,42	0,43	0,51	0,53	0,55	0,55	0,52	0,51	1,15	1,20	1,34	1,20	1,26	0,74	0,83	0,72	0,70	0,68
8	ЩДВ	0,27	0,33	0,34	0,38	0,39	0,39	0,45	0,47	0,50	0,50	1,33	1,40	1,42	1,30	1,28	0,52	0,58	0,55	0,53	0,54
9	САА	0,31	0,28	0,33	0,32	0,33	0,42	0,38	0,45	0,41	0,41	1,28	1,27	1,44	1,29	1,28	0,69	0,58	0,63	0,54	0,54
10	ЧЧГ	0,36	0,30	0,34	0,34	0,35	0,46	0,40	0,46	0,43	0,43	1,38	1,30	1,42	1,27	1,27	0,77	0,62	0,66	0,56	0,57
11	КЕВ	0,34	0,29	0,31	0,34	0,35	0,43	0,38	0,42	0,42	0,42	1,25	1,24	1,29	1,26	1,27	0,72	0,58	0,59	0,55	0,56
12	ЛЕВ	0,29	0,24	0,27	0,29	0,32	0,38	0,32	0,36	0,37	0,39	1,13	1,09	1,16	1,13	1,20	0,64	0,51	0,51	0,49	0,53
13	СТВ	0,28	0,26	0,32	0,33	0,34	0,35	0,35	0,42	0,41	0,41	1,01	1,09	1,31	1,23	1,25	0,59	0,55	0,62	0,54	0,55
14	ККГ	0,29	0,28	0,34	0,35	0,36	0,38	0,38	0,46	0,43	0,43	1,09	1,16	1,39	1,25	1,26	0,60	0,57	0,65	0,55	0,56
15	КНН	0,32	0,28	0,35	0,35	0,37	0,42	0,38	0,47	0,44	0,44	1,20	1,16	1,41	1,24	1,26	0,66	0,57	0,65	0,56	0,57
–	Ср. знач.	0,31	0,28	0,32	0,33	0,34	0,41	0,38	0,43	0,41	0,41	1,24	1,27	1,36	1,27	1,27	0,68	0,59	0,61	0,54	0,55
–	Ст. откл.	0,06	0,06	0,06	0,07	0,08	0,07	0,09	0,08	0,09	0,08	0,20	0,17	0,12	0,09	0,06	0,08	0,10	0,08	0,09	0,09
–	Макс.	0,45	0,43	0,45	0,44	0,51	0,53	0,59	0,58	0,55	0,54	1,63	1,59	1,58	1,44	1,39	0,80	0,83	0,73	0,70	0,68
–	Мин.	0,23	0,17	0,22	0,19	0,18	0,28	0,24	0,28	0,22	0,23	0,82	1,00	1,16	1,12	1,12	0,52	0,44	0,42	0,32	0,30
–	Размах	0,22	0,26	0,23	0,25	0,33	0,25	0,35	0,30	0,33	0,31	0,81	0,59	0,42	0,32	0,27	0,28	0,39	0,31	0,38	0,38

На рисунке 4.14,*а* представлена обобщённая динамика по стадиям изменений HF при ПВ по протоколу №1, на рисунке 4.14,*б* – LF, на рисунке 4.14,*в* – LF/HF, на рисунке 4.14,*г* – VLF. На графиках точка соответствует средним значениям, а отрезок – Ст. откл. Эти показатели демонстрируют известные тенденции к изменениям при ортостатических воздействиях (Малиани А., 1997). При антиортостатическом воздействии изменения показателей LF и HF сопоставимы или меньше изменений, происходящих при ортостатическом воздействии, причём это происходит при несимметричной преимущественно антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$).

Отметим значительное уменьшение разброса значений LF/HF по ходу выполнения ПВ (протокол №1) – почти в 3 раза. Значения показателя VLF также снижаются, это связано с тем, что VLF не успевает восстановиться за время нахождения испытуемых в ГП.

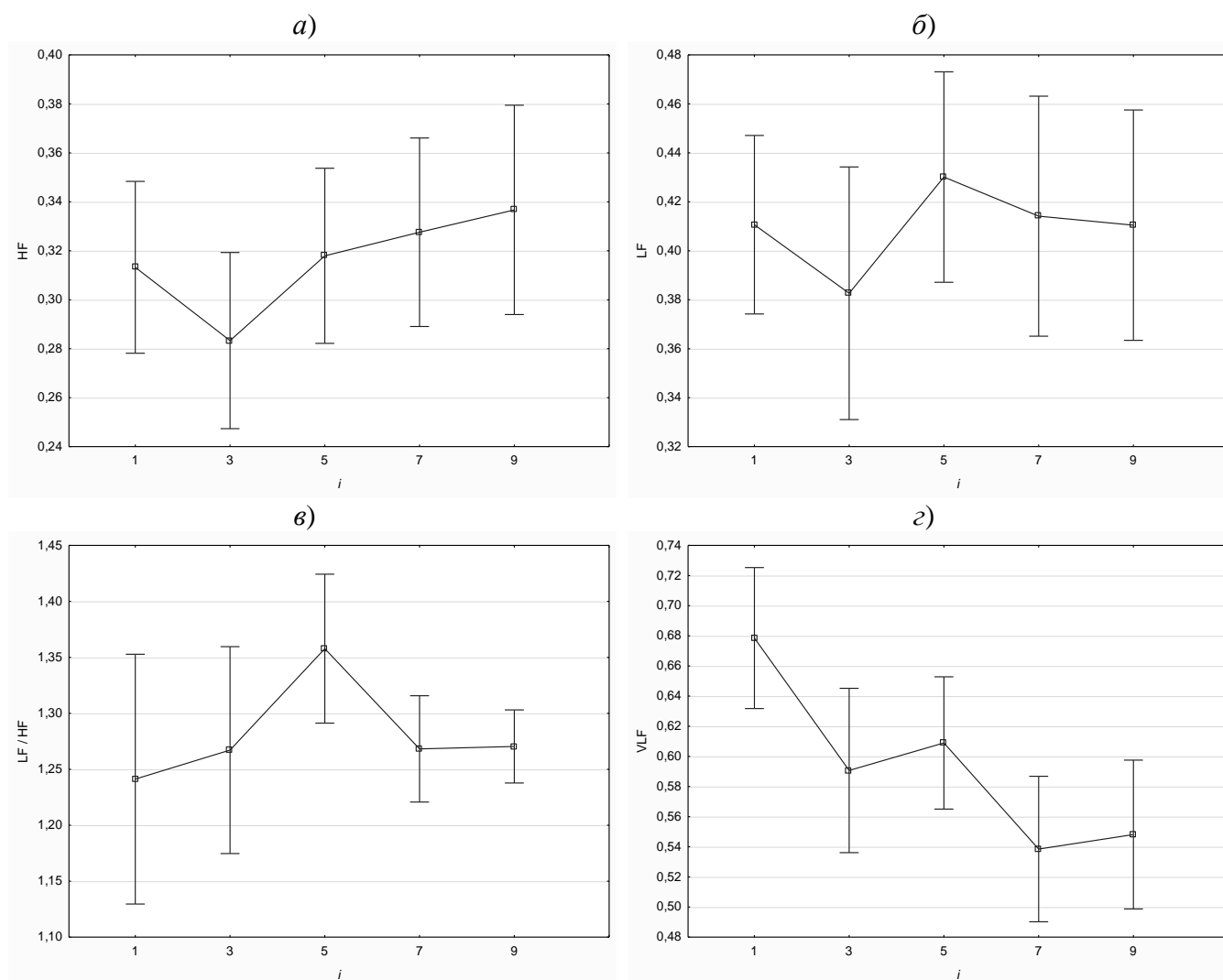


Рисунок 4.14 – Обобщённая динамика изменений HF (а), LF (б), LF/HF (в), VLF (г) для пяти стадий ПВ ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) по протоколу №1

Рассмотрим подробно ПП в изменениях значений показателя LF/HF при ПВ по протоколу №1. Для 7-и испытуемых они представлены рисунках 4.15 – 4.21, для остальных ПП схожи с представленными. Сплошной линией показаны текущие изменения LF/HF, штриховой линией – механограмма перемещения краниального торца ложа, при этом амплитуда и уровень механограммы заданы условно.

При кажущемся разнообразии ПП показателя LF/HF можно выделить их некоторые общие свойства и характерные особенности.

Во всех случаях присутствуют явные изменения показателя LF/HF при разных стадиях ПВ. При переводе в ОП ($i = 3$) в начале в большинстве случаев присутствует быстрый рост показателя LF/HF к локальному пику (испытуемые ААА, КАА, ГАА, ЗИС, ЩДВ и др.), в одном случае к плато (испытуемый РРВ) и в одном – медленный рост к глобальному пику. Затем через последовательность из 2 – 4 колебаний происходит либо дальнейший рост (испытуемые ААА, КАА, РРВ, ЗИС, ЩДВ и др.), либо уменьшение (испытуемый ЗИС).

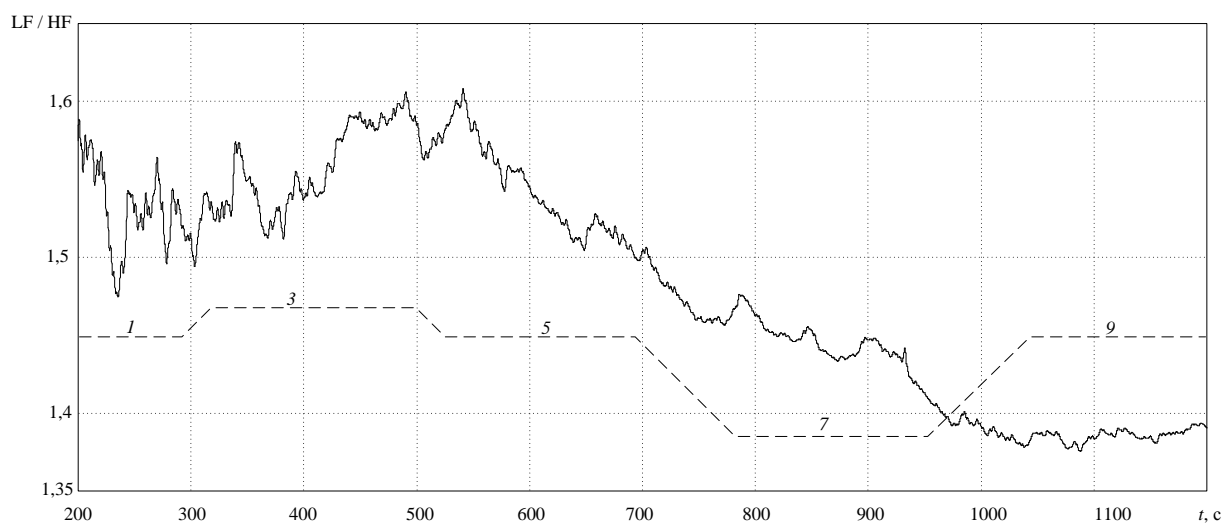


Рисунок 4.15 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ААА
при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

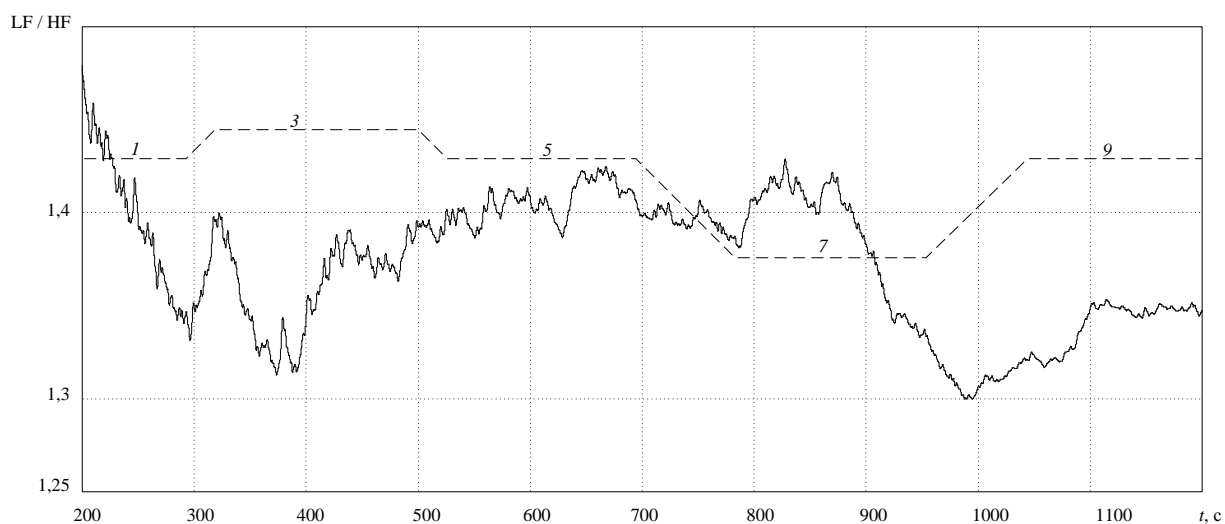


Рисунок 4.16 – Динамика показателя LF/HF испытуемого КАА
при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

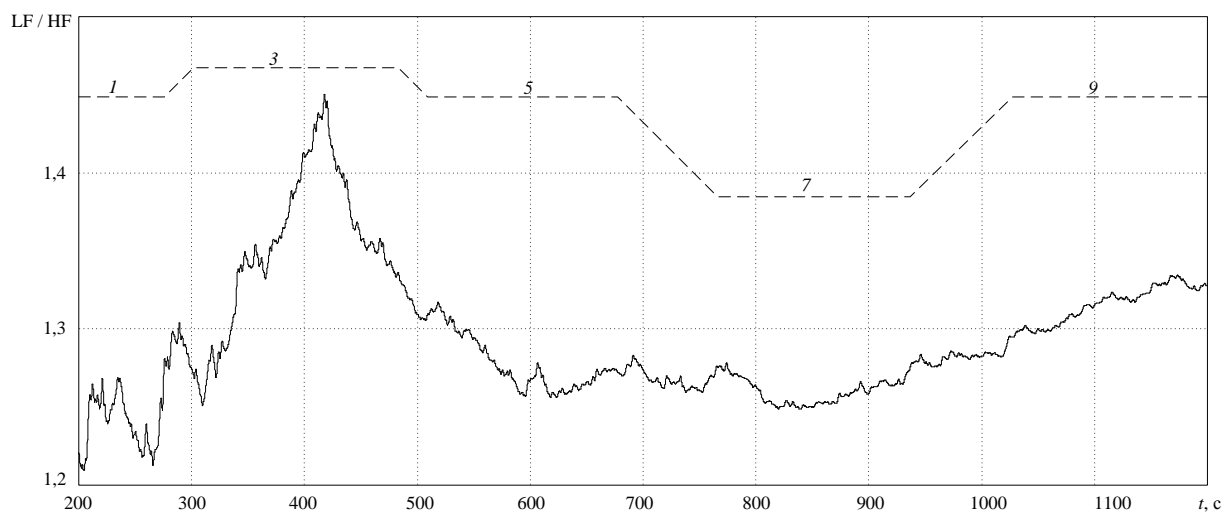


Рисунок 4.17 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ГАА
при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

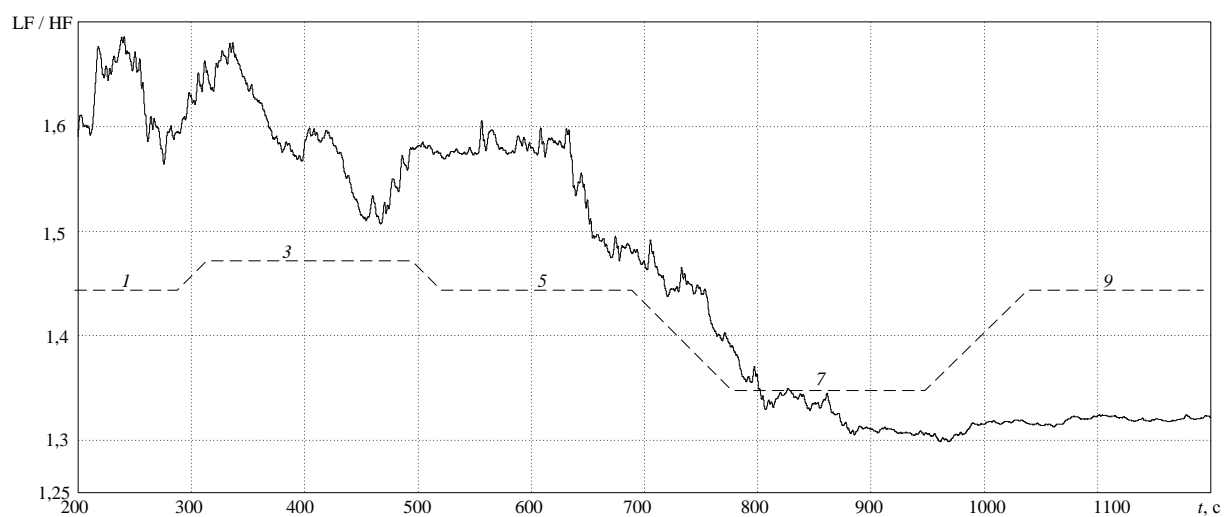


Рисунок 4.18 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ЗИС
при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

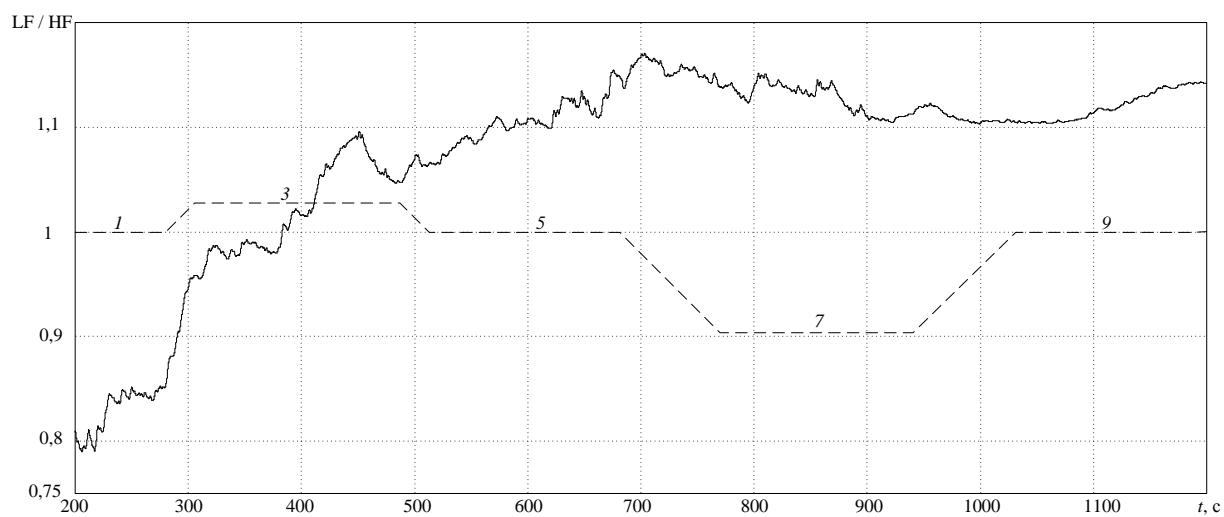


Рисунок 4.19 – Динамика показателя LF/HF испытуемого РРВ
при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

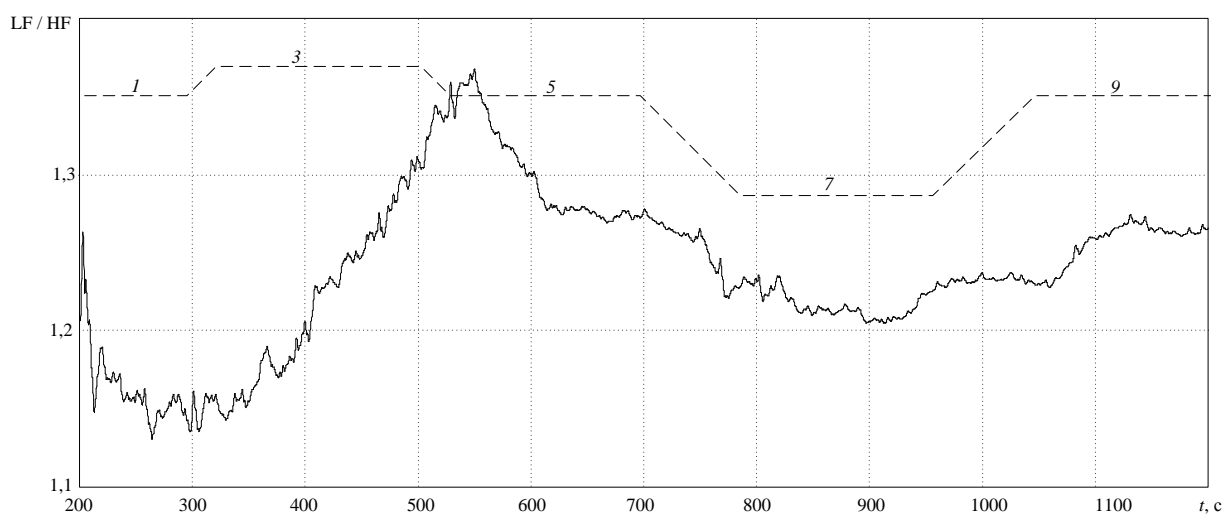


Рисунок 4.20 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ГМИ
при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

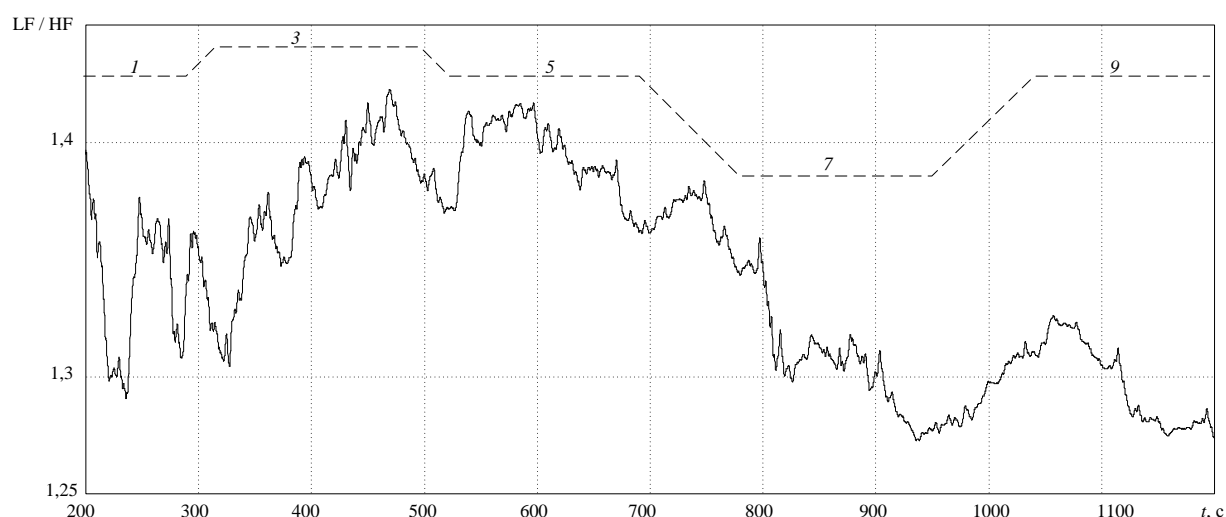


Рисунок 4.21 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ЩДВ при ПВ по протоколу №1 (штриховая линия)

При переводе в АОП ($i = 7$) во всех случаях происходит снижение показателя LF/HF присутствует быстрый рост показателя LF/HF. Скорость этого снижения различна и зависит от того насколько снизилось значение LF/HF за предыдущую стадию (ГП, $i = 5$).

У испытуемого ГМИ происходит рост показателя LF/HF до конца ОП, т.е. ПП имеет большую постоянную времени, т.е. длительности стадий ГП и АОП недостаточны для значительного уменьшения LF/HF.

Отметим уменьшение вариативности показателя LF/HF по ходу ПВ для всех случаев, что особенно заметно при сравнении первого ГП ($i = 1$) и последнего ГП ($i = 9$). Кроме того отметим стремление показателя LF/HF по ходу ПВ к значениям диапазона 1,3 – 1,4, т.е. если исходно показатель LF/HF имел значение больше 1,4, то к завершению ПВ он уменьшался, а если исходно имел значение меньше 1,4, то к завершению ПВ увеличивался. Очевидно, что указанные границы приблизительны и требуют уточнения.

4.2 Показатели гемодинамики молодых испытуемых при сложных поструральных воздействиях по протоколу №2

Показатели АДср, УИ и средняя ЧСС испытуемых, зарегистрированные при ПВ по протоколу №2, представлены в таблице 4.5. Для каждого испытуемого получены значения указанных показателей для первой и последней стадий, т.е. $i = 1, 47$, а также усреднённые значения показателей для девяти периодов покачиваний, т.е. $i = 2...46$, (см. рисунок 2.18). В таблице 4.5 также представлены следующие статистические показатели: среднее значение, стандартное отклонение, минимальное и максимальное значения.

Распределения значений АДср, УИ и ЧСС не являются нормальными. Множества значений АДср, зарегистрированные при ПВ по протоколу №2, при колебательных стадиях ($i = 2...46$) и фоновой заключительной стадии ($i = 47$) значительно не отличаются ($p < 0,05$) от значений фоновой

начальной стадии ($i = 1$). Множество УИ при колебательных стадиях ПВ №2 ($i = 2...46$) значительно отличается ($p < 0,05$) в сторону больших значений в среднем на 6 мл/м^2 от значений в фоновой начальной стадии ($i = 1$); при переводе в ГП ($i = 47$) увеличенные значения УИ не только сохраняются, но демонстрируют дополнительный рост в среднем на 2 мл/м^2 , по сравнению с начальной стадией ($i = 1$), также является значимым ($p < 0,05$). Отметим, что рост УИ во время колебательных ПВ по своим значениям сопоставим с ростом УИ при ПВ по протоколу №1 в стадии АОП, однако увеличенные значения УИ сохраняются и во время последующего фонового ГП в отличие от стадии ГП при ПВ по протоколу №1. Множество значений ЧСС демонстрирует значимую ($p < 0,05$) тенденцию к снижению во время колебательных ПВ ($i = 2...46$) в среднем на 3 уд./мин .

Таблица 4.5.

АДср, УИ, ЧСС испытуемых, зарегистрированные при ПВ по протоколу №2

№ п.п.	Испытуемые	Показатели								
		АДср, мм. рт. ст.			УИ, мл/м ²			ЧСС, уд./мин		
		№ стадии			№ стадии			№ стадии		
		1	2...46	47	1	2...46	47	1	2...46	47
1	Ср. знач	79	79	77	60	66	68	77	74	75
2	Ст. откл.	3,7	6,0	5,5	8,7	7,9	8,8	3,7	3,0	3,9
3	Макс.	87	90	91	73	76	78	85	81	81
4	Мин.	73	67	67	40	52	46	69	69	69
5	Размах	14	23	24	33	24	32	16	12	12

На рисунке 4.22,*а* представлена обобщённая динамика по стадиям изменений АДср при ПВ по протоколу №2, на рисунке 4.22,*б* – УИ, на рисунке 4.22,*в* – ЧСС. На графиках точка соответствует средним значениям, а отрезок – Ст. откл. Средние значения АДср изменяются незначительно, однако явно растёт их разброс во время колебательных ПВ и после них в ГП. Средние значения УИ во время этих стадий демонстрируют явный рост, а средние значения ЧСС снижаются, относительно исходных значений ($i = 1$).

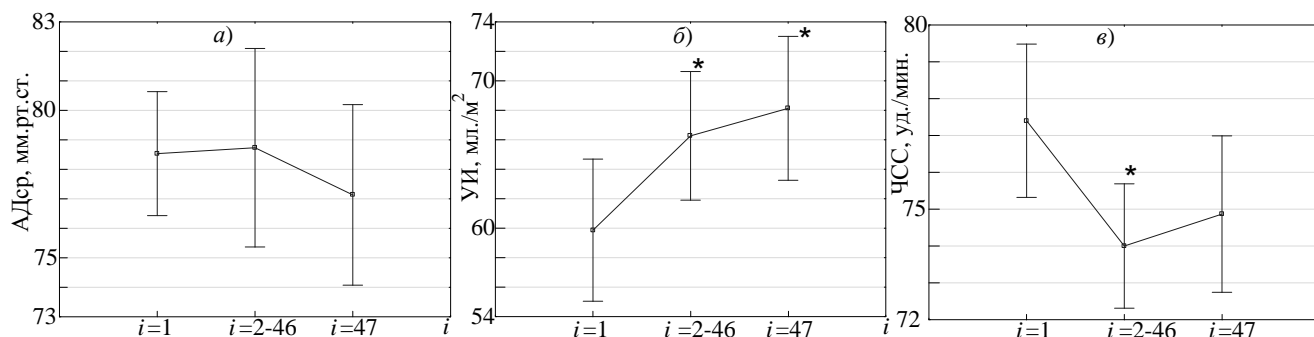


Рисунок 4.22 – Обобщённая динамика изменений АДср (*а*), УИ (*б*), ЧСС (*в*) для стадий ГП ($i = 1$ и 47) и колебательных ПВ ($i = 2...46$) по протоколу №2.

Сердечный ритм и его показатели у молодых испытуемых при ПВ по протоколу №2.

Кардиоритмограмма при ПВ №2 имеет явно колебательный характер (рис. 4.23, б и в), соответствующий виду воздействий (рис. 4.23, а), – для сглаживания КРГ применена фильтрация. Основная составляющая спектра данных колебания приходится на VLF диапазон (рис. 11). У большинства, т.е. у 18-и испытуемых колебания затухают с понижением среднего значения ЧСС (рис. 4.23, б); у 8-и испытуемых затухания не происходит, среднее значение ЧСС понижается; у остальных (4) – не происходит ни затухания, ни изменения среднего значения ЧСС (рис. 4.23, в).

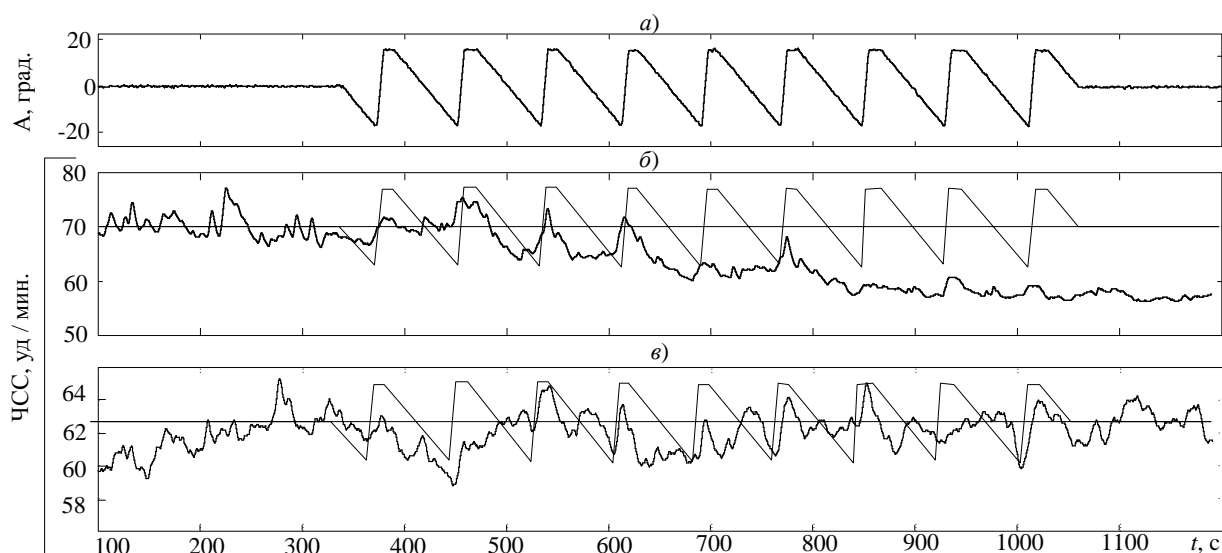


Рисунок 4.23 – Механограмма (а), КРГ испытуемых КЕВ (б) и ГАА (в) при ПВ по протоколу №2

Ярким примером влияния сложных поструральных нагрузок на сердечный ритм здоровых испытуемых являются реакции ВСР при ПВ по протоколу №2, т.е. при качании в сагиттальной (zx) плоскости. На рисунке 4.24 приведён пример сглаженной фильтром нижних частот (10 Гц) кардиоритмограммы испытуемого КЕВ, на графике а приведена механограмма, на графиках б, в и г тонкой линией показана кривая траектории перемещения. Исследования проведены в 10 часов утра с недельным перерывом.

Для детального изучения ПП, выражающихся в изменении показателей HF, LF, LF/HF и VLF был использован способ линейной фильтрации, описанный в подразделе 2.1.5. Значения указанных показателей для 15-и испытуемых при ПВ по протоколу №2 представлены в таблице 4.6, Значения HF, LF и VLF, получены через отношение соответствующего показателя к значению полной мощности (TP) и являются безразмерными, как и показатель LF/HF. Всего выделено три стадии: исходная фоновая (1), нагрузка – 9 колебательных ПВ (2) и итоговая фоновая (3). В таблицу занесены средние значения показателей за соответствующие стадии.

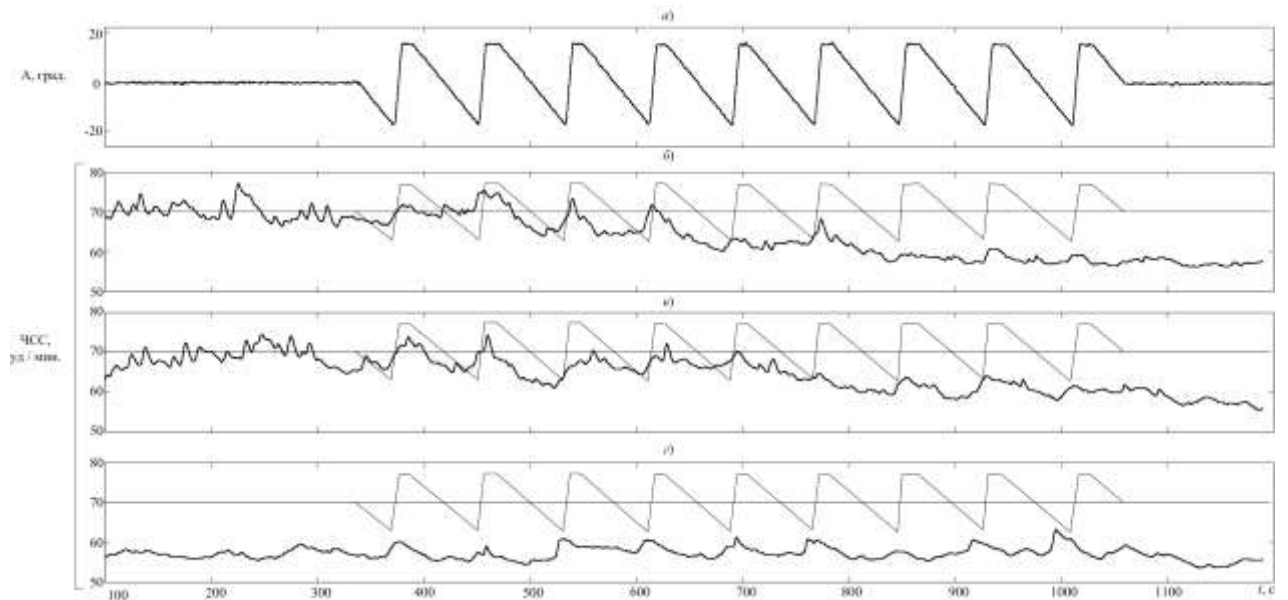


Рисунок 4.24 – Кардиоритмограммы испытуемого КЕВ при качании в сагиттальной (zx) плоскости в соответствии с механограммой (а). Исследования проведены в 10 часов утра с недельным перерывом. На графиках б, в и z тонкой линией показана кривая траектории перемещения

Таблица 4.6

Показатели HF, LF, LF/HF и VLF, полученные при ПВ по протоколу №2

№ п.п.	Испытуемые	HF			LF			LF/HF			VLF		
		№ стадии			№ стадии			№ стадии			№ стадии		
		1	2... 46	47	1	2... 46	47	1	2... 46	47	1	2... 46	47
1	ААА	0,42	0,35	0,19	0,74	0,6	0,33	1,8	1,65	1,55	0,68	0,63	0,34
2	КАА	0,47	0,43	0,4	0,7	0,65	0,61	1,40	1,47	1,50	0,63	0,66	0,65
3	ГАА	0,24	0,2	0,19	0,26	0,27	0,26	1,10	1,25	1,35	0,41	0,33	0,32
4	ЗИС	0,31	0,3	0,29	0,6	0,56	0,51	1,90	1,83	1,75	0,51	0,56	0,55
5	РРВ	0,39	0,35	0,31	0,56	0,53	0,45	1,43	1,45	1,46	0,60	0,59	0,53
6	МДВ	0,34	0,35	0,32	0,47	0,50	0,46	1,26	1,43	1,44	0,52	0,59	0,56
7	ГМИ	0,36	0,33	0,28	0,55	0,52	0,44	1,16	1,26	1,35	0,56	0,56	0,49
8	ЩДВ	0,40	0,36	0,31	0,61	0,57	0,48	1,58	1,62	1,49	0,61	0,62	0,54
9	САА	0,39	0,35	0,31	0,55	0,53	0,45	1,40	1,46	1,45	0,59	0,60	0,53
10	ЧЧГ	0,37	0,36	0,31	0,47	0,48	0,40	1,33	1,31	1,28	0,45	0,61	0,52
11	КЕВ	0,46	0,43	0,41	0,54	0,54	0,52	1,23	1,25	1,29	0,86	0,76	0,76
12	ЛЕВ	0,39	0,36	0,32	0,54	0,53	0,47	1,37	1,42	1,44	0,59	0,61	0,57
13	СТВ	0,48	0,38	0,35	0,58	0,58	0,53	1,28	1,40	1,52	0,65	0,61	0,57
14	ККГ	0,36	0,32	0,27	0,58	0,52	0,43	1,55	1,55	1,54	0,56	0,55	0,47
15	КНН	0,41	0,37	0,33	0,55	0,54	0,47	1,39	1,43	1,43	0,62	0,62	0,57
–	Ср.знач	0,39	0,35	0,31	0,55	0,53	0,45	1,41	1,45	1,46	0,59	0,59	0,53
–	Ст.откл.	0,06	0,05	0,06	0,11	0,08	0,08	0,22	0,16	0,12	0,10	0,09	0,11
–	Макс	0,48	0,43	0,41	0,74	0,65	0,61	1,90	1,83	1,75	0,86	0,76	0,76
–	Мин	0,24	0,20	0,19	0,26	0,27	0,26	1,10	1,25	1,28	0,41	0,33	0,32
–	Макс-мин	0,24	0,23	0,22	0,48	0,38	0,35	0,80	0,58	0,47	0,45	0,43	0,44

На рисунке 4.25,*а* представлена обобщённая динамика по стадиям изменений HF при ПВ по протоколу №2, на рисунке 4.25,*б* – LF, на рисунке 4.25,*в* – LF/HF, на рисунке 4.25,*г* – VLF. На графиках квадратик соответствует средним значениям, а отрезок – 0,95 от доверительного интервала. Эти показатели демонстрируют тенденции к несколько иным изменениям по сравнению с изменениями, происходящими как при ортостатических, так и при антиортостатических воздействиях (см. рисунок 4.14). Снижаются показатели HF и VLF, растёт показатель LF, при этом происходит уменьшение разброса значений LF/HF.

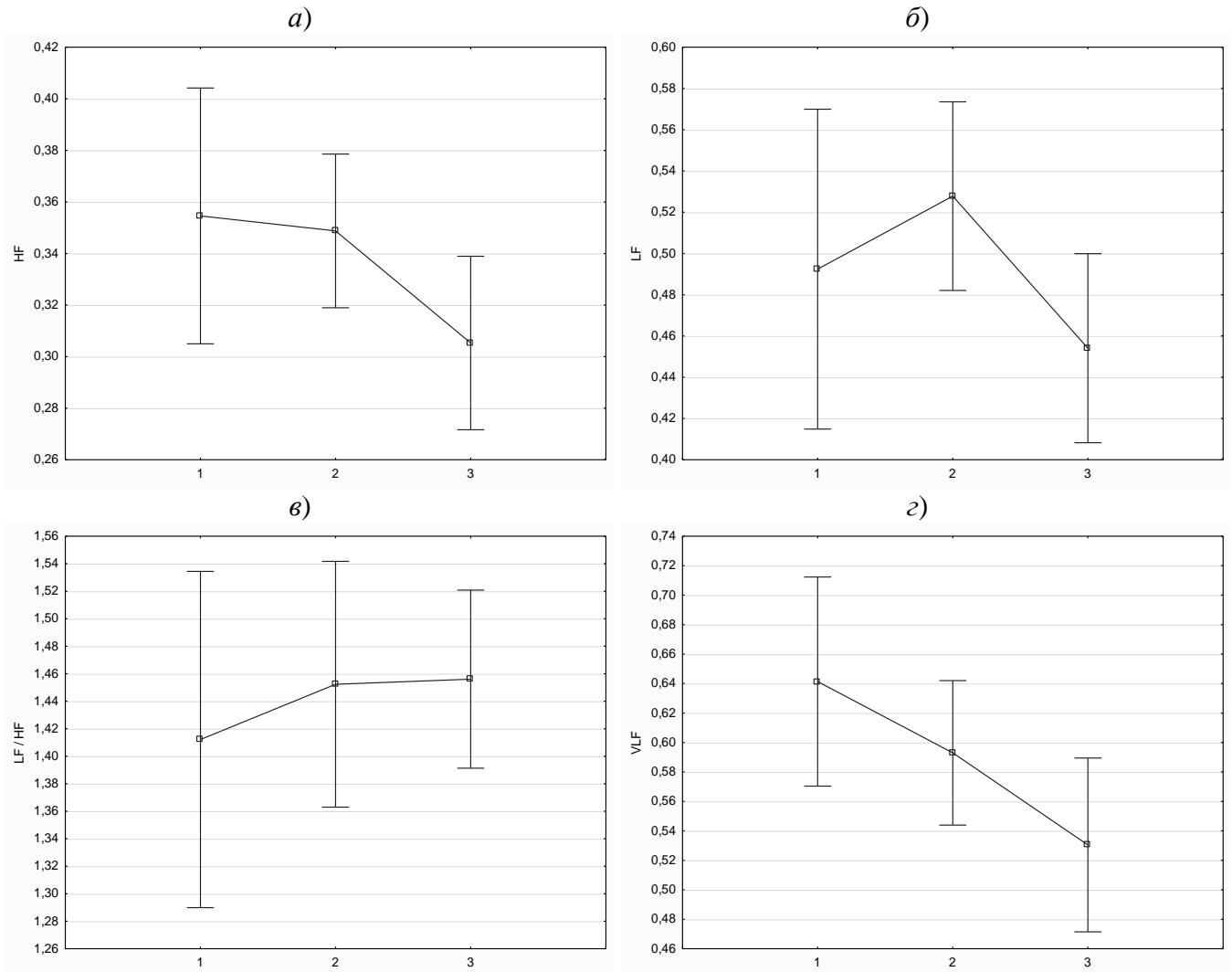


Рисунок 4.25 – Обобщённая динамика изменений HF (*а*), LF (*б*), LF/HF (*в*), VLF (*г*) для стадий ГП ($i = 1$ и 3) и всех колебательных ПВ ($i = 2$) по протоколу №2

Рассмотрим подробно ПП в изменениях значений показателя LF/HF при ПВ по протоколу №2. Для 7-и испытуемых они представлены рисунках 4.26 – 4.32, для остальных ПП схожи с представленными. Сплошной линией показаны текущие изменения LF/HF, штриховой линией – механограмма перемещения краниального торца ложа, при этом амплитуда и уровень механограммы заданы условно.

При кажущемся разнообразии ПП показателя LF/HF можно выделить их некоторые общие свойства и характерные особенности.

Во всех случаях присутствуют явные изменения показателя LF/HF при разных стадиях ПВ. В большинстве случаев присутствует реакция на начало колебательных ПВ ($i = 3$). В 7 случаях присутствует снижение рост показателя LF/HF (испытываемые СТВ, КНН, ЧЧХ и др.), в 8 (испытываемые КАА, ГАА, ААА, КЕВ и др.) – рост. В течение 4 - 6 колебаний происходит установление показателя LF/HF, выражающееся либо в резком росте, либо в колебаниях показателя. После этого тенденция не изменяется.

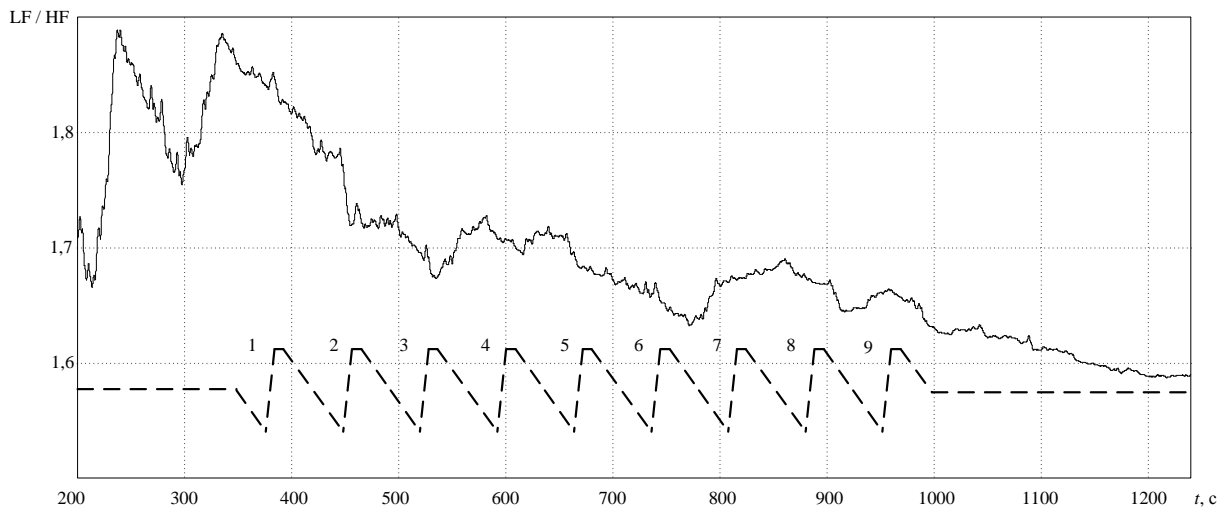


Рисунок 4.26 – Динамика показателя LF/HF испытуемого СТВ при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

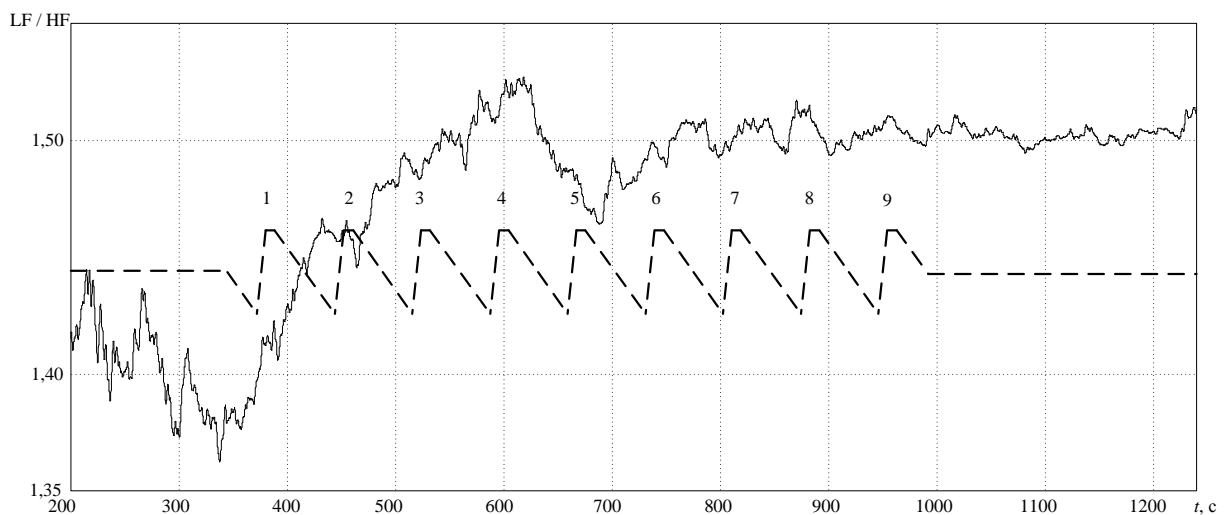


Рисунок 4.27– Динамика показателя LF/HF испытуемого КАА при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

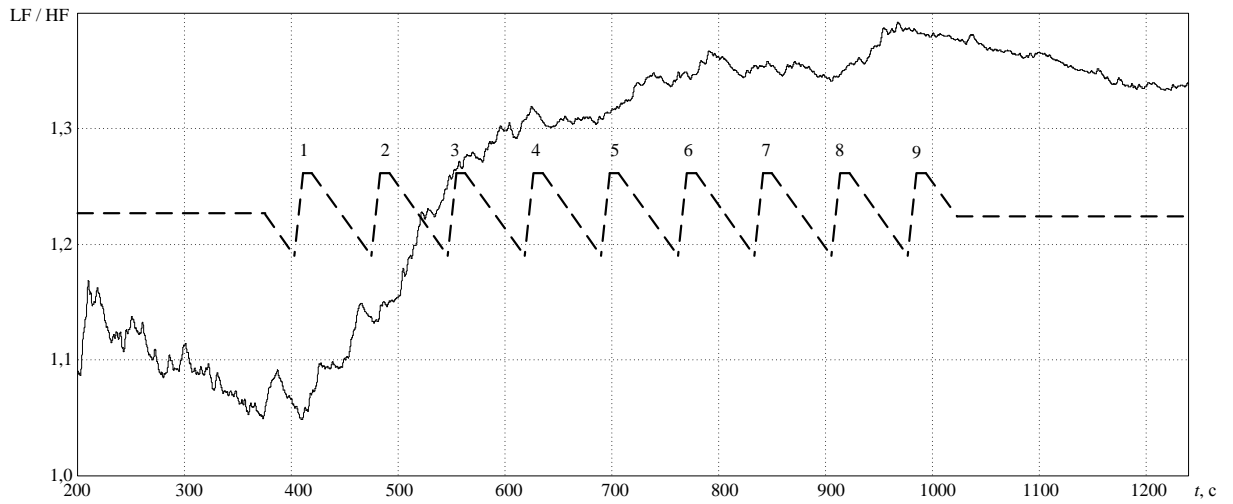


Рисунок 4.28 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ГАА
при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

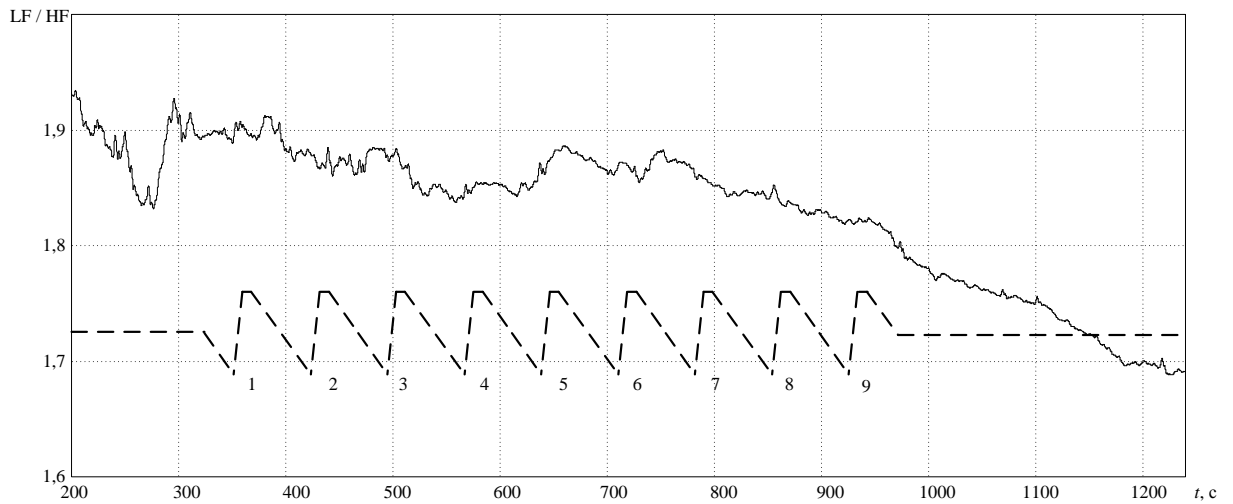


Рисунок 4.29 – Динамика показателя LF/HF испытуемого КНН
при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

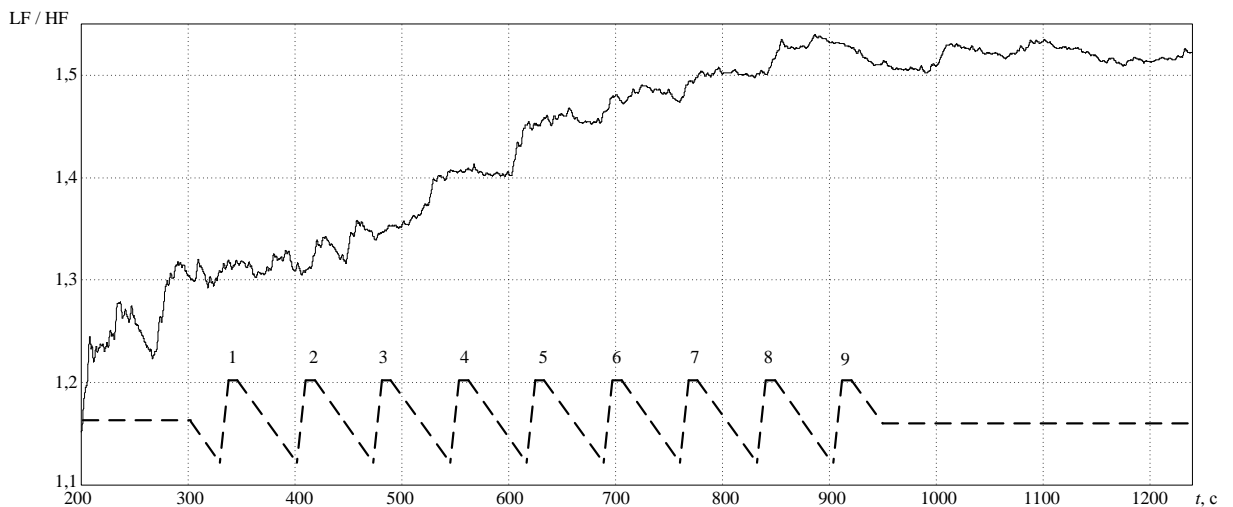


Рисунок 4.30 – Динамика показателя LF/HF испытуемого КНН
при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

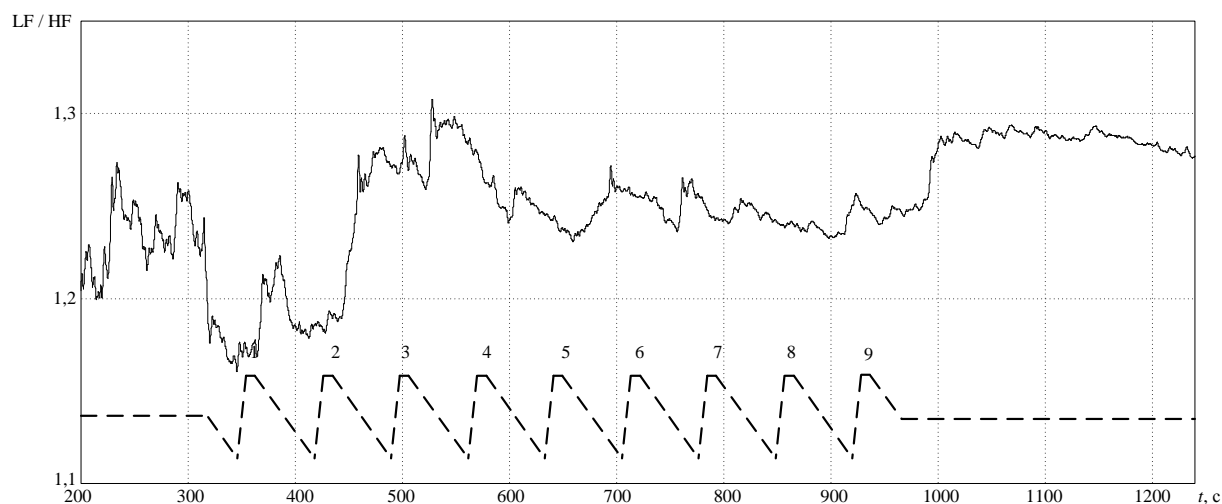


Рисунок 4.31 – Динамика показателя LF/HF испытуемого КЕВ при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

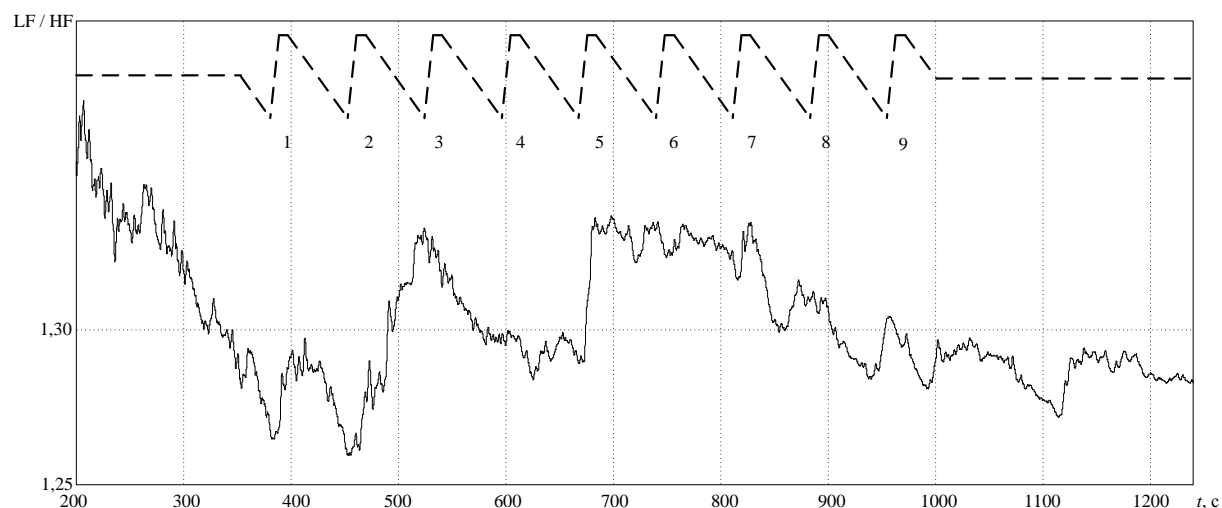


Рисунок 4.32 – Динамика показателя LF/HF испытуемого ЧЧХ при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия)

Отметим стремление показателя LF/HF по ходу ПВ (протокол №2) к значениям диапазона 1,3 – 1,4, т.е. если исходно показатель LF/HF имел значение больше 1,4, то к завершению ПВ он уменьшался, а если исходно имел значение меньше 1,4, то к завершению ПВ уменьшался (кроме одного случая ЧЧХ, рисунок 4.32). Очевидно, что указанные границы приблизительны и требуют уточнения. Нормальные значения показателя LF/HF имеют значения в диапазоне $1,5 \pm 0,39$ (Сычев О.С., Жаринов О.И., 2008).

4.3 Выводы четвертой главы

1. Изучены показатели гемодинамики (АД, УИ и ЧСС) молодых испытуемых при ПВ по протоколам №1 и №2.
2. Изменения значений АД, УИ и ЧСС при однократном переводе в ОП и АОП демонстрируют известные тенденции.

3. Изменения САД и ДАД при несимметричной преимущественно однократной антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$), также несимметричны и смещены в сторону уменьшения значений. Изменения УИ, в отличие от изменений САД и ДАД, при однократной несимметричной преимущественно антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$) симметричны.

4. Средняя ЧСС не демонстрирует явно выраженных тенденций к изменению, что связано со слишком большой вариабельностью данного показателя для оценки минутных интервалов ПВ.

5. Получен большой разброс значений САД при однократном переводе в АОП по сравнению с разбросом значений ДАД ($i = 7$): 22 к 10 (мм. рт. ст.).

6. Наибольшая плотность значений при ПВ по протоколу №1 приходится на область, лежащую в диапазоне для УИ от 55 до 79 мл./м² для АДср. от 74 до 87 мм. рт. ст. По значениям УИ эта область лежит справа от границы нормы для ОП, а по значениям АДср. в нижней части области нормы для ОП.

7. При переходе из ГП в ОП, как и обратно из ОП в ГП, интенсивность реакций имеет различные значения, при этом зависящие от их направления, т.е. чем больше интенсивность ГР, тем больше ГР смещается в сторону роста УИ. Или в терминах векторного представления: чем больше длина вектора ГР, тем ближе его направление к оси абсцисс (УИ); самые короткие вектора имеют направления близкие к направлению оси ординат (АДср).

8. При переходе из ГП в АОП, как и обратно из АОП в ГП, интенсивность реакций имеет различные значения, но с меньшим разбросом, чем при переходе ГП – ОП. При этом отсутствует зависимость интенсивности реакций от их направления.

9. Отличия компенсаторных реакций у испытуемых при ортостатических воздействиях проявляются в большей степени через изменение УИ, и в меньшей степени через изменение АДср; отличия компенсаторных реакций у испытуемых при антиортостатических воздействиях проявляются через УИ и АДср пропорционально.

10. При ПВ по протоколу №1 интенсивность реакций испытуемых на четыре перехода (1-3, 3-5, 5-7 и 7-9) между пятью статичными положениями ($i = 1, 3, 5, 7, 9$) отличается значимо, также значимо отличается и соотношение между ними.

11. Умеренная постуральная нагрузка (ПВ по протоколу №2) не приводила к изменениям параметров сердечного ритма, выходящим за рамки нормы.

12. Кардиоритмограммы при ПВ по протоколу №1 и №2 представляли собой типичные переходные процессы.

13. Показатели HF, LF, LF/HF, и VLF при ПВ по протоколу №1 демонстрируют известные тенденции к изменениям при ортостатических воздействиях. При антиортостатическом воздействии изменения показателей LF и HF сопоставимы или меньше изменений, происходящих при

ортостатическом воздействии, причём это происходит при несимметричной преимущественно антиортостатической нагрузке ($k_y = 5$).

14. Происходит значительное уменьшение разброса значений LF/HF по ходу выполнения ПВ (протокол №1) – почти в 3 раза.

15. Множества значений АДср, зарегистрированные при ПВ по протоколу №2, при колебательных стадиях ($i = 2...46$) и фоновой заключительной стадии ($i = 47$) значимо не отличаются ($p < 0,05$) от значений фоновой начальной стадии ($i = 1$).

16. Множество УИ при колебательных стадиях ПВ №2 ($i = 2...46$) значимо отличается ($p < 0,05$) в сторону больших значений в среднем на 6 мл/м^2 от значений в фоновой начальной стадии ($i = 1$); при переводе в ГП ($i = 47$) увеличенные значения УИ не только сохраняются, но демонстрируют дополнительный рост в среднем на 2 мл/м^2 , по сравнению с начальной стадией ($i = 1$), также является значимым ($p < 0,05$). Данный рост УИ во время колебательных ПВ по своим значениям сопоставим с ростом УИ при ПВ по протоколу №1 в стадии АОП, однако увеличенные значения УИ сохраняются и во время последующего фонового ГП в отличие от стадии ГП при ПВ по протоколу №1.

17. Множество значений ЧСС демонстрирует значимую ($p < 0,05$) тенденцию к снижению во время колебательных ПВ ($i = 2...46$) в среднем на 3 уд./мин.

18. Значения показателя LF/HF по ходу ПВ (протокол №2) стремятся к значениям диапазона 1,3 – 1,4, т.е. если исходно показатель LF/HF имел значение больше 1,4, то к завершению ПВ он уменьшался, а если исходно имел значение меньше 1,4, то к завершению ПВ уменьшался.

ГЛАВА 5. ПОКАЗАТЕЛИ ГЕМОДИНАМИКИ МОЛОДЫХ ИСПЫТУЕМЫХ ПРИ СЛОЖНЫХ ПОСТУРАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ (ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ)

5.1 Оценка гемодинамических реакций в пространстве состояний

Гемодинамический статус (ГС) как совокупность параметров КВС может характеризовать её состояние в любой момент или за любой промежуток времени. Поскольку процесс сердцебиения является квазипериодическим и дискретным, то удобно рассматривать по-ударный ГС являющийся, в таком случае, вектором в пространстве состояний, определяющийся средними по-ударными значениями АД, УИ, ЧСС и других параметров P_k . На рисунок 5.1,а представлены примеры векторов ГС: ГС₁ соответствует кардиоинтервалу j , ГС₂ – кардиоинтервалу $j+1$, вектор Δ ГС₁₂ – вектор характеризующий изменение ГС.

В случае рассмотрения состояния КВС за определенное время $t_{ГС}$ ГС можно представить в виде семейства векторов (рисунок 5.1,б), которому можно сопоставить область возможных значений (ОВЗ). Для нормально функционирующей КВС размер ОДЗ прямо зависит от длительности рассматриваемого процесса, но в пределах возможных периодов. Эти периоды сосредоточены в определённых диапазонах значений (таблица 2.2) и связаны с рядом физиологических регуляционных процессов. Векторы, характеризующие изменения ГС – Δ ГС₁₂, в свою очередь, образуют область из множества возможных вариантов (рисунок 5.1,в).

С другой стороны, каждый ГС отвечает определенным внешним воздействиям (ВВ), обеспечивая относительное постоянство внутренней среды. Представим ВВ, подобно ГС, вектором в пространстве внешних условий Co_m (рисунок 5.1,г), тогда изменяющиеся за определенное время $t_{ВВ}$ ВВ можно представить в виде семейства векторов (рисунок 5.1,д), которому можно сопоставить область возможных значений (ОВЗ). Векторы, характеризующие изменения ВВ – Δ ВВ₁₂ образуют область из множества возможных вариантов (рисунок 5.1,е).

На рисунок 5.2 приведены примеры различного соотношения между ОВЗ ГС и ОВЗ ВВ. Если время реакции и воздействия приблизительно совпадают $t_{\Delta ГС12} \approx t_{\Delta ВВ12}$, то ОВЗ ГС1 примерно соответствует ОВЗ ВВ1, а ОВЗ ГС2 соответствует ОВЗ ВВ2 (рисунок 5.2,а). Подобный случай для трёх состояний представлен на рисунок 5.2,б, он иллюстрирует результаты испытаний по протоколу №1 на плоскости УИ, АДср, где крайние области соответствуют ортостатическому (ОП) и антиортостатическому положению (АОП), а среднее – горизонтальному. Если время реакции и воздействия значительно отличаются, например $t_{\Delta ГС12} > t_{\Delta ВВ12}$, то исходная ОВЗ ГС1 примерно соответствует ОВЗ ВВ1, а ОВЗ ГС2 значительно отличается от ОВЗ ВВ2 (рисунок 5.2,в). Это отличие можно характеризовать величиной K_R , определяемой как отношение скорости реакции $V_{реакц}$ и скорости воздействия $V_{возд}$ за время воздействия $\Delta t_{ВВ}$:

$$K_R = V_{реакц} / V_{возд} = (\Delta ГС_{j,j+1} / \Delta t_{ВВ}) / (\Delta ВВ_{j,j+1} / \Delta t_{ВВ}) = \Delta ГС_{j,j+1} / \Delta ВВ_{j,j+1}. \quad (5.1)$$

Таким образом, K_R показывает эффективность реакции, т.е. изменения ГС в ответ на ВВ.

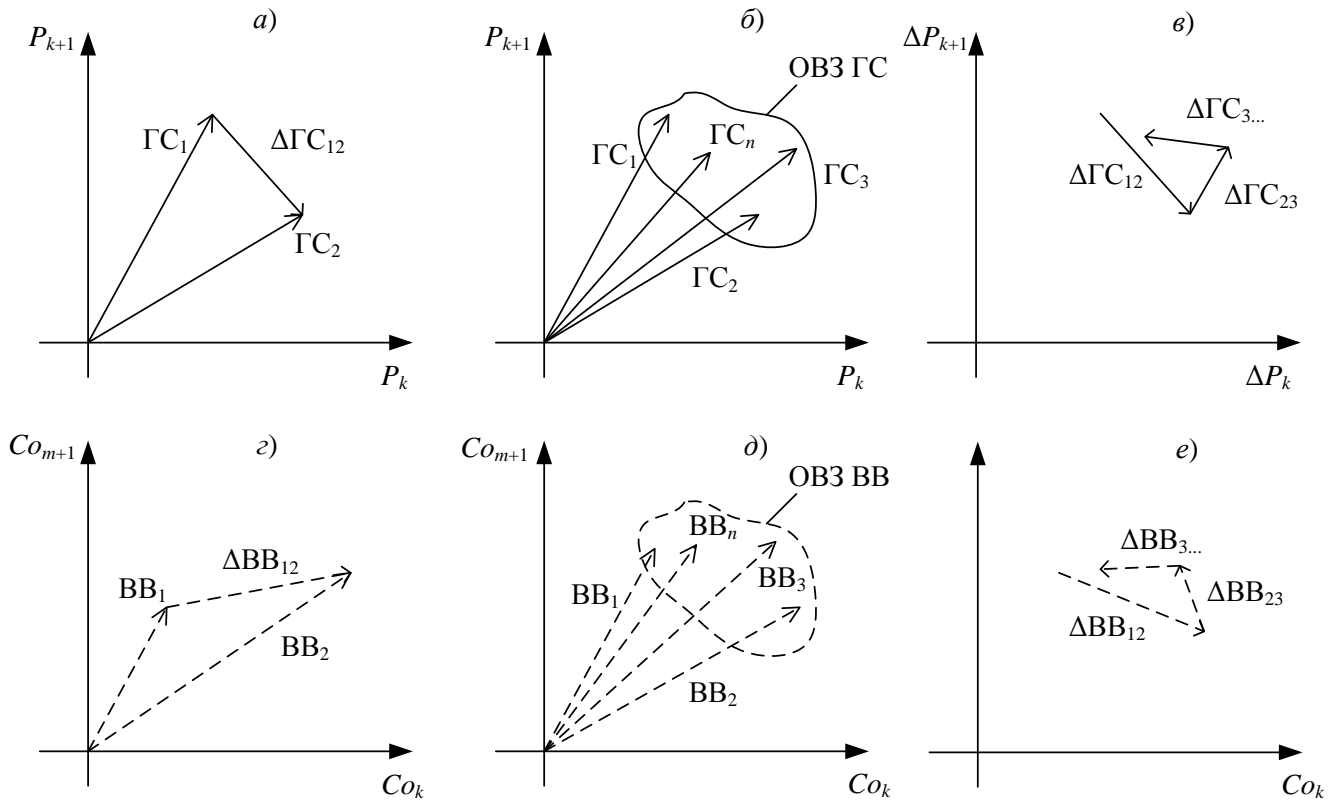


Рисунок 5.1 – Примеры: векторов ГС (а), семейства векторов ГС и области их возможных значений (ОВЗ) (б), векторов, характеризующих изменения ГС (в), векторов ВВ (з), семейства векторов ВВ и области их возможных значений (ОВЗ) (д), векторов, характеризующих изменения ВВ (е)

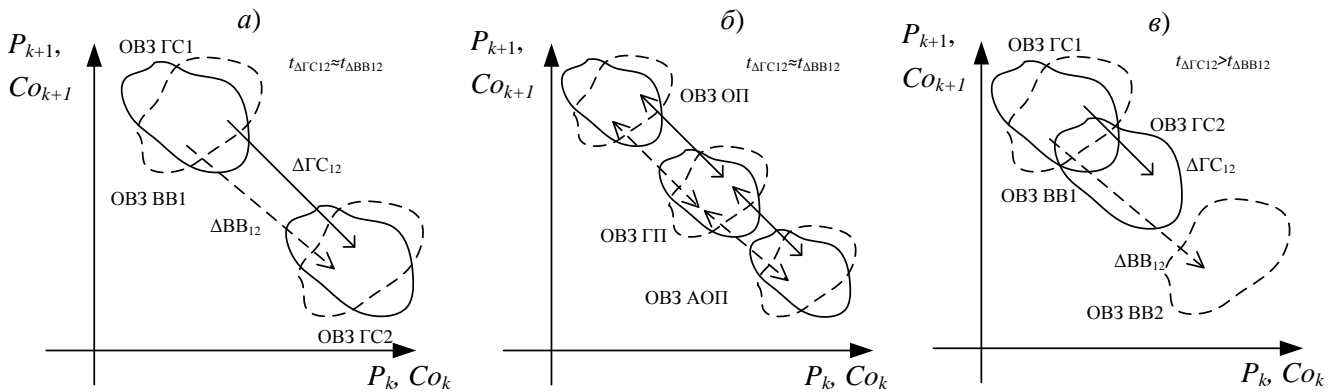


Рисунок 5.2 – Примеры различного соотношения между ОВЗ ГС и ОВЗ ВВ: при $t_{\Delta GC12} \approx t_{\Delta BB12}$ для двух (а) и для трёх состояний (б), при $t_{\Delta GC12} > t_{\Delta BB12}$ (в)

Проиллюстрируем сказанное примерами соотношения ГС и ВВ, представленными во временной области. На рисунок 5.3,а показан случай, когда время воздействия (штриховая линия) $\Delta t_{ВВ}$ и время реакции (сплошные линии) Δt_p совпадают независимо от того, по какому закону происходит реакция: с первоначальным опережением (кривая 1), равномерно (кривая 2) или с первоначальным отставанием (кривая 3). На рисунок 5.3,б показан случай, когда время воздействия (штриховая линия) $\Delta t_{ВВ}$ значительно меньше времени реакции (сплошные линии) Δt_p , в этом случае характер реакции (кривые 1, 2 и 3) на прямую определяет, значения амплитуд ре-

акций P_k на момент окончания воздействия t_1 , а значит и характер реакций на противоположное воздействие (рисунок 5.3,в).

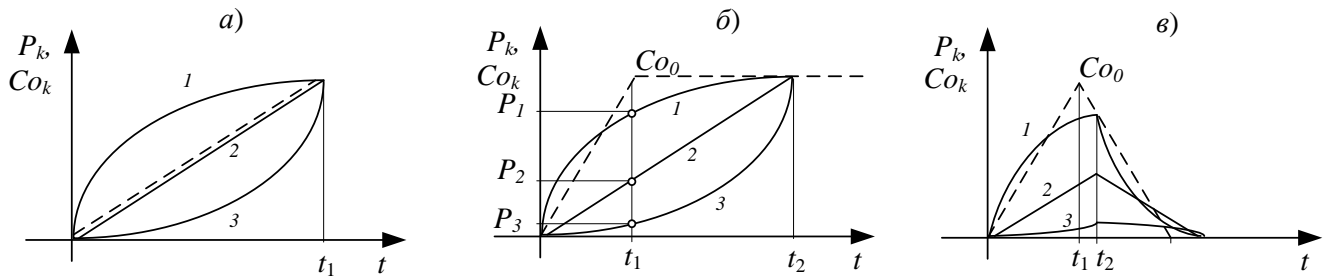


Рисунок 5.3 – Примеры соотношения изменений ГС и ВВ, представленные во временной области: а) время воздействия (штриховая линия) $\Delta t_{\text{ВВ}}$ и время реакции (сплошные линии) $\Delta t_{\text{р}}$ совпадают, б) $\Delta t_{\text{ВВ}} < \Delta t_{\text{р}}$ воздействие имеет постоянный характер и в) $\Delta t_{\text{ВВ}} < \Delta t_{\text{р}}$ воздействие имеет знакопеременный характер

Проиллюстрируем данные рассуждения подробным примером. Для этого рассмотрим изменения гемодинамических показателей (АДср, УИ, ЧСС) у одного из испытуемых (ЧЧХ) во время колебательных ПВ по расширенному протоколу №2 (13 колебательных движений вместо 9), показанные на рисунке 5.4. Значения показателей АДср, УИ, ЧСС нормированы для обеспечения возможности их визуального анализа. Обратим внимание на особенности изменений указанных показателей и их фазовые соотношения.

5.2 Сравнение гемодинамических реакций на простые однократные и сложные периодические поструральные воздействия

Системные гемодинамические показатели (АДср, УИ, ЧСС) при колебательных ПВ (рисунок 5.4), также имеют колебательный характер. В фоновом состоянии (ГП), примерно до 300-й секунды, все показатели сохраняют относительное постоянство. При начале действия антиортостатической нагрузки они демонстрируют известные тенденции к изменению: АДср – снижается, УИ – растёт, ЧСС – снижается, причём направление этих изменений сохраняется даже после перевода испытуемого в ОП (середина первого периода колебаний), что свидетельствует о незавершённости приспособительных процессов. Благодаря тому, что исследование проводилось в динамическом режиме и показатели регистрировались и анализировались синхронно с развитием ПВ во времени, удалось установить следующее. В начале второго колебания реакция на перевод в АОП отличается от реакции на первое колебание: АДср – растёт, УИ – снижается, ЧСС – растёт, т.е. является противоположной. Вплоть до пятого колебания скорость изменения показателей ГР увеличивается, становясь сопоставимой с периодом ПВ. С 5-го по 10-е колебания изменения показателей ГР замедляются, а с одиннадцатого – вновь становятся квазисинхронизированными с периодом ПВ. Подобные по своему разнообразию реакции получены у всех испытуемых при ПВ №2. При этом реакции системной гемодинамики испытуемых на вто-

рое и последующие колебания сложных ПВ значимо ($p < 0,05$) отличаются от реакций на первое или однократное колебание этих ПВ. Период повторения ПВ меньше времени завершения приспособительных процессов и равен 83 с.

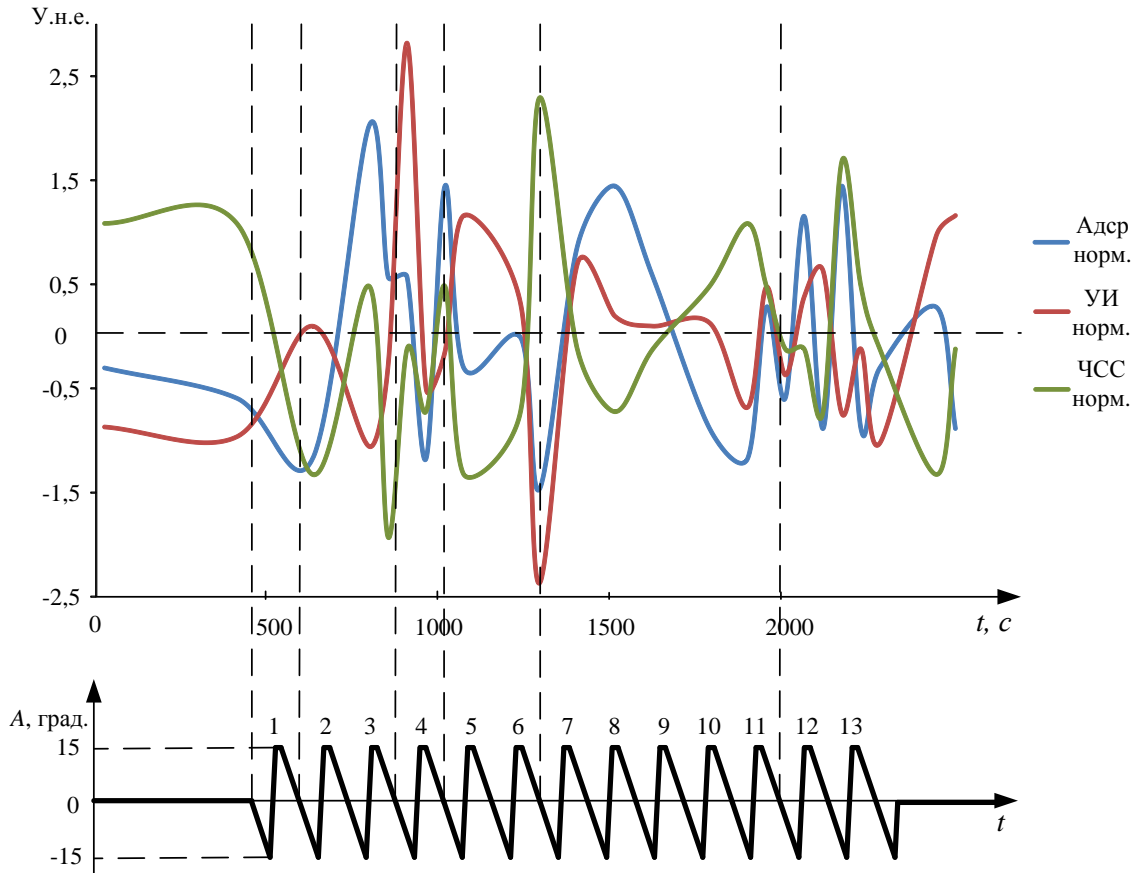


Рисунок 5.4 – Изменения нормированных значений АДср, УИ и ЧСС у испытуемого ЧЧХ (вверху рисунок) во время колебательных ПВ по расширенному протоколу №2 (внизу рисунок), цифрами на нём отмечены периоды колебательных движений.

Для оценки фазовых соотношений у рассматриваемых показателей выделены локальные максимумы и минимумы, их количество приведено в таблице 5.1, при этом условно можно выделить 18 полупериодов в изменениях АДср, УИ и ЧСС. Взаимное соответствие направлений этих изменений и их характеристика по (Антонов А.А., 2006) приведены в таблице 5.2, знаком «+» отмечен локальный рост значений на условном полупериоде, знаком «-» – локальное снижение. В итоге из 18 условных полупериодов периодов: в 14 направления совпадали у двух показателей из трёх, в 4 периодах направления совпадали у всех трёх показателей.

Таблица 5.1.

Количество локальных максимумов и минимумов АДср, УИ и ЧСС по рисунку 5.4.

Показатели гемодинамики	Количество локальных минимумов	Количество локальных максимумов
АДср	8	7
УИ	7	7
ЧСС	6	6

Направления изменений АДср, УИ и ЧСС по рисунку 5.4.

Условные полупериоды колебаний АДср, УИ и ЧСС	Порядковый номер колебания ПВ	Показатели гемодинамики				Характеристика изменений
		АДср	УИ	ЧСС	Номер варианта	
1	1	-	+	-	3	Уменьшение сосудистого сопротивления при снижении ЧСС
2	2, 3	+	-	+	6	Увеличение сосудистого сопротивления при повышении ЧСС
3	3	-	+	-	3	Уменьшение сосудистого сопротивления при снижении ЧСС
4	4	-	+	+	4	Уменьшение сосудистого сопротивления при повышении ЧСС
5	4	-	-	-	1	Снижение преднагрузки и сократимости при снижении ЧСС
6	4	+	+	+	8	Увеличение преднагрузки и сократимости при повышении ЧСС
7	5	-	+	-	3	Уменьшение сосудистого сопротивления при снижении ЧСС
8	5, 6	+	-	+	6	Увеличение сосудистого сопротивления при повышении ЧСС
9	6	-	-	+	2	Снижение преднагрузки и сократимости при повышении ЧСС
10	7	+	+	-	7	Увеличение преднагрузки и сократимости при снижении ЧСС
11	8	+	-	-	5	Увеличение сосудистого сопротивления при снижении ЧСС
12	8 – 10	-	-	+	2	Снижение преднагрузки и сократимости при повышении ЧСС
13	11	+	+	-	7	Увеличение преднагрузки и сократимости при повышении ЧСС
14	11	-	-	-	1	Снижение преднагрузки и сократимости при понижении ЧСС

Таблица 5.2 (продолжение).

Условные полупериоды колебаний АДср, УИ и ЧСС	Порядковый номер колебания ПВ	Показатели гемодинамики				Характеристика изменений
		АДср	УИ	ЧСС	Номер варианта	
15	12	+	+	+	8	Увеличение преднагрузки и сократимости при повышении ЧСС
16	12	-	+	-	3	Уменьшение сосудистого сопротивления при снижении ЧСС
17	13	+	-	+	6	Увеличение сосудистого сопротивления при повышении ЧСС
18	13	+	-	-	5	Увеличение сосудистого сопротивления при снижении ЧСС

Сопоставимые по своему разнообразию реакции получены у всех испытуемых при ПВ по протоколу №2. Таким образом, можно заключить, что реакции системной гемодинамики молодых здоровых испытуемых, определяемые через УИ, АД, ЧСС, LF/HF, на второй и последующие колебания последовательных знакопеременных ПВ значительно отличаются от реакций на первое колебание этих ПВ. При этом период повторения колебаний меньше времени завершения восстановления (приспособительных процессов) и равен 83 с (0,012 Гц).

Для оценки динамики АД и УИ испытуемого ЧЧХ при ПВ по расширенному протоколу №2 используется их векторное представление на плоскости УИ – АДср. На рисунке 5.5 представлены конечные точки векторов испытуемого ЧЧХ в течение 13 колебаний при ПВ по расширенному протоколу №2, серые точки соответствуют фоновому состоянию, чёрные – ОП, белые – АОП, числа около точек соответствуют порядковым номерам стадий.

Из распределения, представленного на рисунке 5.5, видно, что точки ГС испытуемого ЧЧХ при ОП (чёрные) расположены в верхней части плоскости УИ – АДср, точки ГС испытуемого ЧЧХ при АОП (белые) – в нижней, а точки ГС испытуемого ЧЧХ при ОП (серые) занимают промежуточное среднее положение. Точки 3, 6, 13 и 19 соответствуют крайним значениям. Объединив точки в области, мы получим примерные ОВЗ для ОП и АОП при колебательных ПВ по протоколу №2. Данные ОВЗ вытянуты параллельно оси УИ, что ещё раз подтверждает вывод о значимом изменении скорости кровотока при колебательных ПВ на фоне сохранения относительно постоянства АД. Причём направление изменений ГС на НГ при колебательных ПВ (после 2-го колебания) повернуто на 90° относительно направления изменений ГС при последовательном переводе испытуемого в ОП, затем в АОП (ПВ по протоколу №1) (см. рисунки 2.6,а и 3.5). Такое направление реакций при колебательных ПВ свидетельствует о чередующихся процессах усиления (напряжения) и ослабления (расслабления) гемодинамики (см. таб-

лицу 2.5), и в отличие от однократных орто- и антиортостатических реакций, происходит без значимого изменения ОПСС. Указанное чередование процессов усиления и ослабления кровообращения при колебательных ПВ происходит за счёт ЧСС, изменяющейся квазисинхронно с данными колебаниями (рисунок 3.23), при возросшем сердечном выбросе, венозном возврате и ОЦК. Изменения ЧСС зависят от периода колебательных ПВ, а значит, рост мощности ВСР происходит в частотных составляющих VLF диапазона, что связано с действием долговременных систем: ренин-ангиотензиновой и симпатической.

Проверим указанные направления реакции с использованием векторного представления.

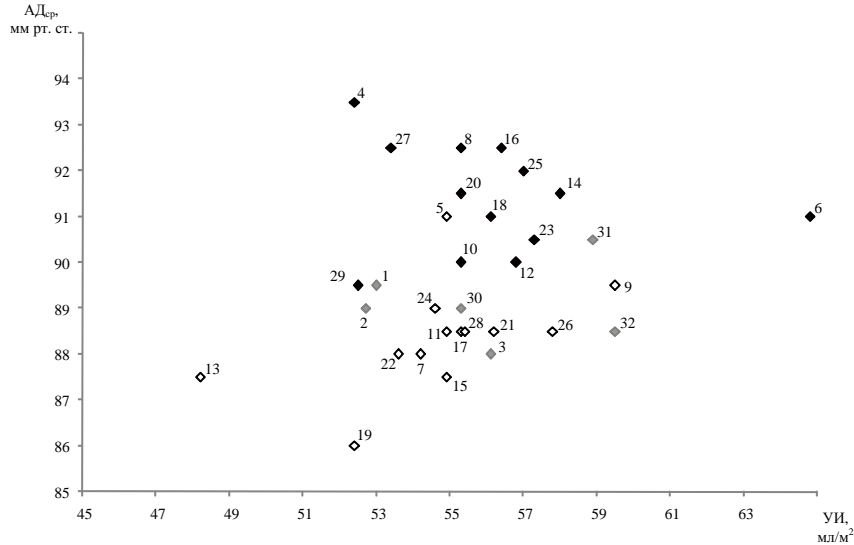


Рисунок 5.5 – Конечные точки векторов испытуемого ЧЧХ в течение 13 колебаний при ПВ по расширенному протоколу №2. Серые точки соответствуют фоновому состоянию, чёрные – ОП, белые – АОП, числа около точек – порядковые номера стадий

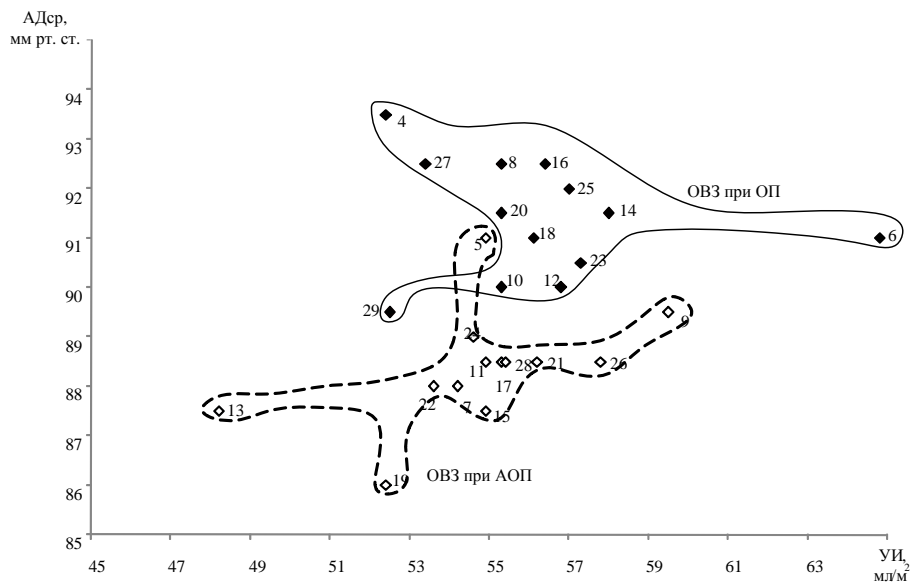


Рисунок 5.6 – ОВЗ испытуемого ЧЧХ при ОП и при АОП ПВ по расширенному протоколу №2 (по рисунку 5.5). Чёрные точки соответствуют – ОП, белые – АОП, числа около точек – порядковые номера стадий

На рисунке 5.7 представлены вектора изменений ГС испытуемого ЧЧХ в течение первых 5 колебаний при ПВ по расширенному протоколу №2 (рисунок 5.5), сплошные линии – вектора изменений, полученных при перемещении в ОП, прерывистые – при перемещении в АОП. Направления векторов при первом колебании (точки 3, 4 и 5) соответствует известным, т.е. однократным перемещениям. Направления векторов при втором колебании (точки 5, 6 и 7) имеют уже иное направление, при третьем колебании (точки 7, 8 и 9) направления схожи с направлениями векторов первого колебания и т.д. Вектора для всех колебаний представлены на рисунке 5.8.

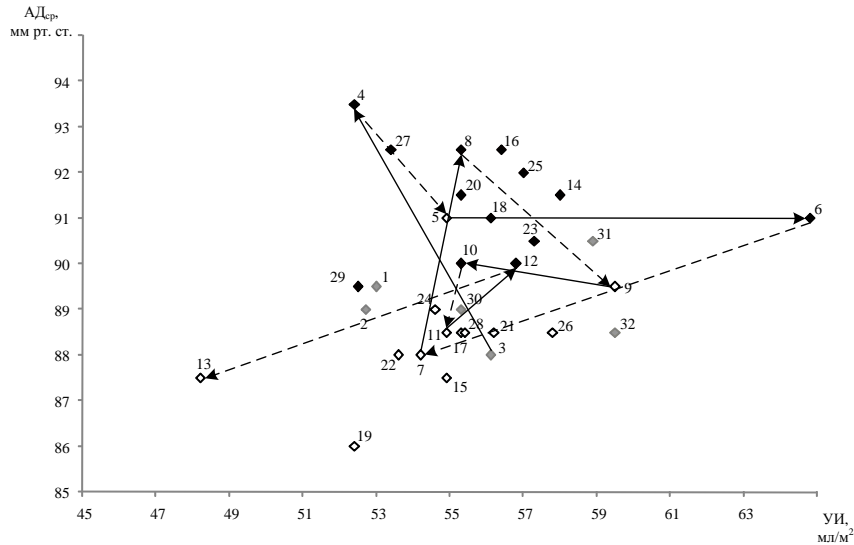


Рисунок 5.7 – Вектора изменений ГС испытуемого ЧЧХ в течение первых 5 колебаний при ПВ по расширенному протоколу №2. Сплошные линии – вектора изменений, полученных при перемещении в ОП, прерывистые – при перемещении в АОП

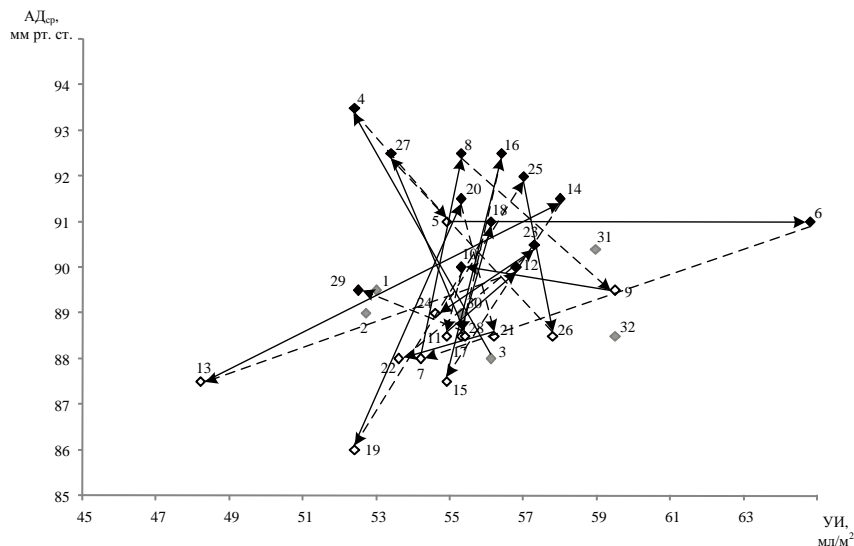


Рисунок 5.8 – Вектора изменений ГС испытуемого ЧЧХ в течение всех 13 колебаний при ПВ по расширенному протоколу №2. Сплошные линии – вектора изменений, полученных при перемещении в ОП, прерывистые – при перемещении в АОП

Для визуального анализа соотношения длин и углов векторов изменений ГС на плоскости УИ – АДср начала этих векторов сведены в одну точку, как показано на рисунке 5.9. Числа у векторов соответствуют порядковым номерам переводам испытуемого в ОП и АОП, поскольку каждое из 13 колебаний состоит из двух таких стадий, то в итоге имеем 26 векторов.

Вектора, связанные с ОП, преимущественно направлены вверх, т.е. к увеличению АДср, вектора, связанные с АОП, преимущественно направлены вниз, т.е. к уменьшению АДср. Вектора, направленные вертикально вверх и вниз отсутствуют. Отметим совпадение направлений некоторых векторов, например, 2 и 6; 4 и 10; 5, 13 и 15; 8 и 14; 9 и 20; 12 и 16 и др.

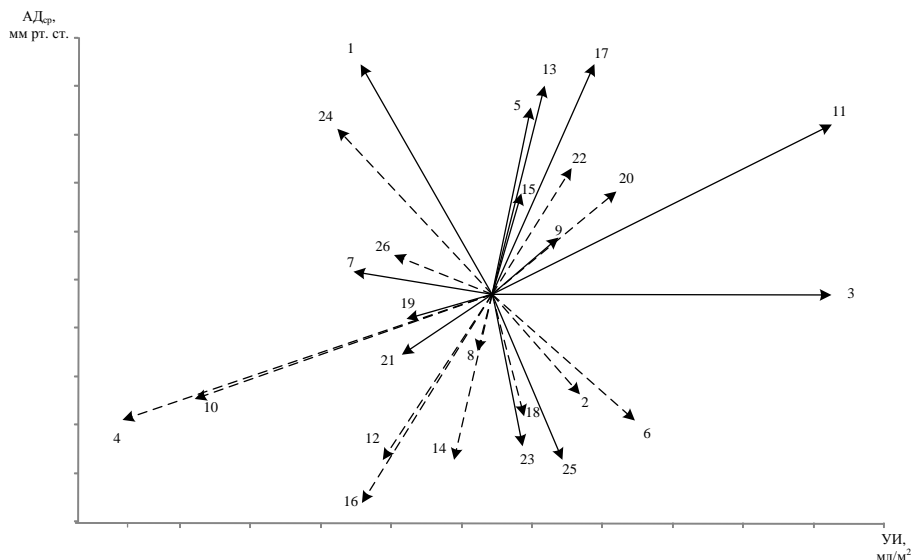


Рисунок 5.9 – Вектора изменений ГС испытуемого ЧЧХ в течение всех 13 колебаний ПВ по расширенному протоколу №2 при сведении начал этих векторов в одну точку. Числа у векторов соответствуют порядковым номерам переводам испытуемого в ОП и АОП

Проследим динамику рассматриваемых векторов. Для этого все вектора, относящиеся к ОП, и вектора, относящиеся к АОП, расположены отдельно друг от друга по правилу сложения векторов, т.е. конец предыдущего вектора является началом для следующего (рисунок 5.10). Таким образом, можем проследить отдельно тенденцию к изменениям ГС, связанную с переводом в ОП и тенденцию к изменениям ГС, связанную с переводом в АОП.

Вектора 1 и 2 явно демонстрируют известные направления изменений ГС на плоскости УИ – АДср (см. рисунок 1.3). Однако, общие изменения при переводе в ОП направлены в правую верхнюю часть плоскости УИ – АДср, а при переводе в АОП – в нижнюю левую. При этом вектора 19, 21, 23, 25 и вектора 20, 22, 24, 26 начинают проявлять противоположную реакцию для перевода в ОП и АОП, соответственно. Таким образом, в целом, ПВ колебательного характера по протоколу № 2 приводят к поочерёдной смене двух противоположных режимов функционирования КВС: с ростом активности, когда АДср и УИ увеличиваются, и со снижением активности, когда АДср и УИ уменьшаются.

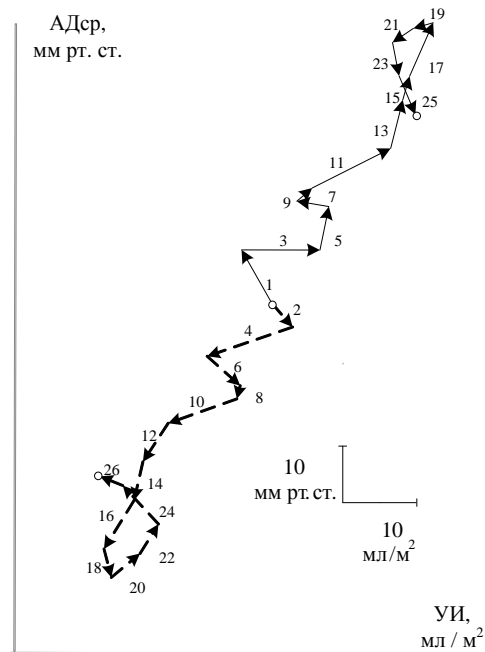


Рисунок 5.10 – Вектора изменений ГС испытуемого ЧХ в течение всех 13 колебаний ПВ по расширенному протоколу №2 при отдельном расположении векторов, связанных с переводом в ОП (сплошные стрелки) и в АОП (штриховые стрелки). Числа у векторов – порядковые номера переводов испытуемого в ОП и АОП

Пример реакции, представленный на рисунке 5.10 и реакций других испытуемых подтверждают факт того, что реакции системной гемодинамики молодых здоровых испытуемых, определяемые через ударный индекс, артериальное давление, частоту сердечных сокращений и показатель симпато-вагусного баланса, на знакопеременные постуральные воздействия имеют квазипериодический характер, причём реакция на первое колебание этих воздействий соответствует реакции на однократное простое (орто-, антиортостатическое) воздействие, а реакции на второе и последующие колебания значимо ($p < 0,05$) отличаются от реакций на первое. При этом период колебаний постуральных воздействий (83 с – 0,012 Гц) меньше времени завершения приспособительных процессов в сердечно-сосудистой системе.

5.3 Артериальное давление и объёмная скорость кровотока при постуральных воздействиях по протоколам №1 и №2

Сравнение динамики изменений АДср (a), УИ (b), ЧСС ($в$) при ПВ по протоколам №1 и №2 для стадий ГП ($i = 1, 5, 9$ и 47), стадии АОП ($i = 7$) и колебательных ПВ ($i = 2 \dots 46$), показало, что при сопоставимом и значимом ($p < 0,05$) росте УИ в обоих случаях (рисунок 5.11,б) изменения АДср (рисунок 5.11,а) при ПВ №2 значимо меньше, чем при ПВ по протоколу №1. При ПВ по протоколу №2 УИ сохраняет своё повышенное значение, в отличие от ПВ №1. ЧСС не имеет значимых различий (рисунок 5.11,в). Одним из начальных эффектов от перемещения в АОП является усиление сердечного выброса вследствие усиления венозного возврата и дей-

ствия закона Франка-Старлинга. В случае с ПВ №1 данный эффект, судя по КРГ, присутствует на протяжении 10-и – 80-и секунд и проявляется через значимое ($p < 0,05$) снижение ЧСС (при усреднении с окном 1 с). После этого происходит рост ЧСС на фоне АД, сниженного вследствие увеличения ОЦК и временного усиления венозного возврата, т.е. начальный эффект нивелируется последующей реакцией. В случае с ПВ по протоколу №2 во время первого колебания также происходит значимое ($p < 0,05$), хотя и меньшее чем при ПВ по протоколу №1, снижение ЧСС и АД, однако, поскольку время первой стадии колебания ($i = 2$) равно 35 с, то дальнейшее развитие реакции, как ответа на перевод в АОП, сменяется на реакцию, развивающуюся по типу реакции на ортостатическую нагрузку ($i = 3$). При этом в момент смены направления постурального воздействия ГС организма не соответствует статусу при ГП, а имеет как одну из составляющих повышенное значение УИ и пониженное значение ЧСС. Вследствие этого снижение УИ и рост ЧСС и АД, связанные с дальнейшим переводом в ОП ($i = 4$), имеют меньшую интенсивность по сравнению с простым случаем перевода испытуемого из ГП в ОП. Следующий перевод испытуемого в АОП также происходит при нетипичном ГС, смещённом в сторону статуса, соответствующего антиортостатической нагрузке и т.д. Таким образом, при знакопеременных колебательных ПВ с преимущественно динамическим инфракраниальным положением молодого здорового испытуемого и с периодом повторения меньшим времени приспособительных процессов (83 с – 0,012 Гц) (ПВ по протоколу №2) происходит значимое увеличение интегральной скорости кровотока без значимого увеличения АДср, как во время воздействий, так и в заключительной (без воздействия) фоновой пробе.

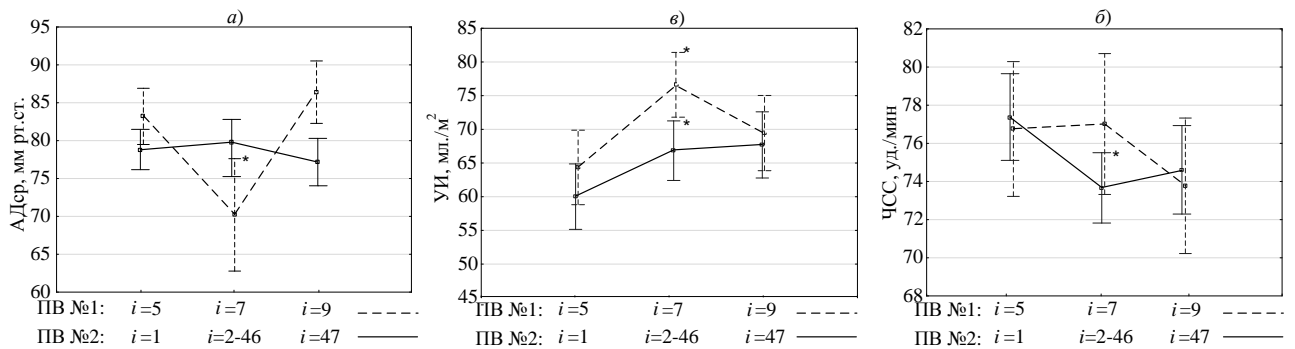


Рисунок 5.11 – Сравнительная динамика изменений АДср (а), УИ (б), ЧСС (в) при ПВ по протоколам №1 (штрих) и №2 (сплошная) для стадий ГП ($i = 1, 5, 9$ и 47), стадии АОП ($i = 7$), и стадий колебательных ПВ ($i = 2 \dots 46$)

5.4 Показатели вариабельности сердечного ритма при колебательных постуральных воздействиях (по протоколу №2)

Для оценки влияния на ритмическую составляющую ВСР был произведён спектральный анализ записей КРГ, полученных при ПВ по протоколу №2. На рисунке 5.12 приведён пример спектров для КРГ испытуемый РРВ: фоновой исходной КРГ 0 – 330 с (б), КРГ при ПВ 330 –

1050 с (*в*), фоновой заключительной КРГ 1050 – 1200 с (*з*). На рисунке 5.12,*а* представлен спектр механограммы ПВ по протоколу № 2. На рисунке 5.13 приведён пример спектров для КРГ испытуемого КНН для тех же проб (фоновой исходной, при ПВ, фоновой заключительной), что и на рисунке 5.12, также представлен спектр механограммы ПВ по протоколу № 2.

В обоих приведённых случаях во время ПВ происходит увеличения спектральных составляющих в VLF диапазоне (рисунок 5.12,*в* и 5.13,*в*) в гармониках, составляющих спектр ПВ (рисунок 5.12,*а* и 5.13,*а*). В первом случае это увеличение явно происходит в точно тех же гармониках, что составляют спектр ПВ – первая (основная) гармоника имеет частоту 0,012 Гц, что соответствует длительности одного качания составляет, т.е. 83 с, вторая гармоника имеет частоту 0,024 Гц, третья гармоника – 0,036 Гц и т.д. В отличие от этого, во втором случае между первой и второй проявляется дополнительная гармоника (0,19 Гц). Кроме того у испытуемого КНН навязанные гармоники в спектре фоновой КРГ сохранились (рисунок 5.12,*з*), а у испытуемого РРВ они отсутствуют (рисунок 5.13,*з*). Описанные тенденции присутствуют в спектрах КРГ всех 30 испытуемых, причём они не связаны типом кровообращения или типом вегетативного тонуса.

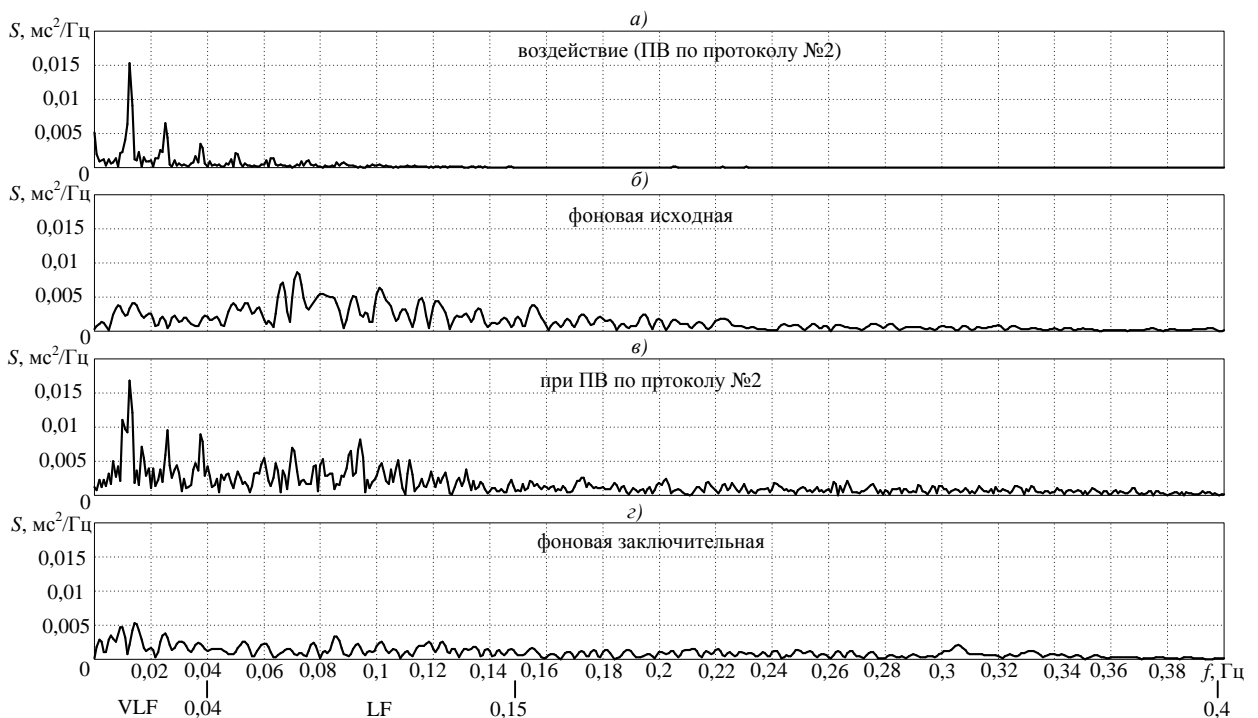


Рисунок 5.12 – Спектры *а*) механограммы ПВ по протоколу № 2 (рисунок 2.18) и КРГ испытуемого РРВ: *б*) фоновой исходной (0 – 330 с), *в*) при ПВ (330 – 1050 с), *з*) фоновой заключительной (1050 – 1200 с). Внизу показаны стандартные границы частотных диапазонов ВСР

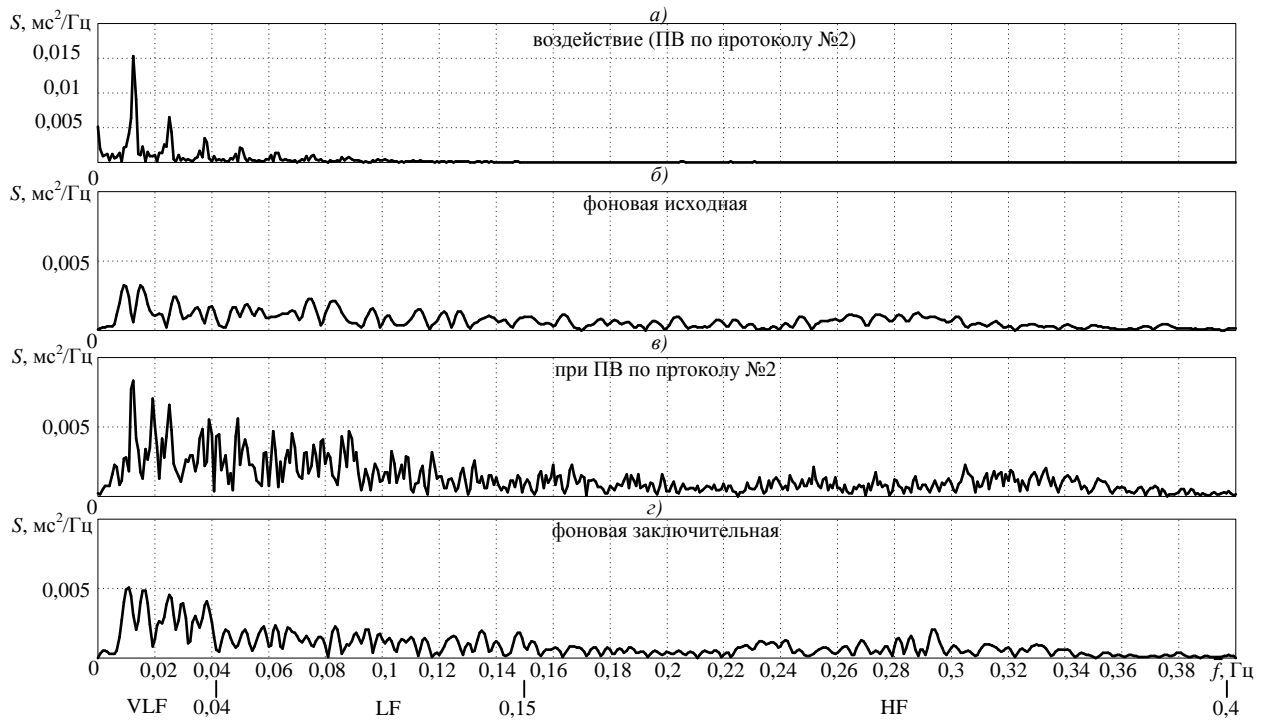


Рисунок 5.13 – Спектры *а)* механограммы ПВ по протоколу № 2 (рисунок 2.18) и КРГ испытуемого КНН: *б)* фоновой исходной (0 – 330 с), *в)* при ПВ (330 – 1050 с), *г)* фоновой заключительной (1050 – 1200 с). Внизу показаны стандартные границы частотных диапазонов ВСР

Развитие переходных процессов, представленных через изменения ЧСС (рис. 3.23,б и в) и, соответственно, показателя LF/HF, во всех случаях связано со стадиями колебательного ПВ №2 (примеры – на рисунках 3.26 – 3.32). В большинстве случаев (26) за 4 – 6 колебаний происходит завершение ПП, выраженное в значительном уменьшении составляющих ВСР VLF диапазона (рис. 3.23,б и в). Показатель LF/HF в течение этих колебаний характеризуется относительно быстрыми изменениями своего значения на фоне стабильного роста (рисунок 5.14,а) или снижения (рисунок 5.15,б). Затем изменения замедляются. В 12 случаях присутствует значимое снижение показателя LF/HF, в 14 – рост. Причём у всех испытуемых значения LF/HF либо находились в пределах диапазона нормы $1,5 \pm 0,39$ (Сычев О.С., Жаринов О.И., 2008), либо стремились к нему: у испытуемых с ваготонией показатель LF/HF рос (рис. 5.14,а), у испытуемых с симпатотонией – снижался (рис. 5.15,б), у испытуемых с нормотонией реакции были разнонаправлены и не значимы. Таким образом, при ПВ №2 происходило увеличение спектральных составляющих в VLF диапазоне, соответствующих частоте колебаний ПВ, сопровождаемое снижением среднего значения ЧСС и стремлением значений показателя LF/HF к диапазону нормы, что свидетельствует о нормализации симпато-вагусного баланса.

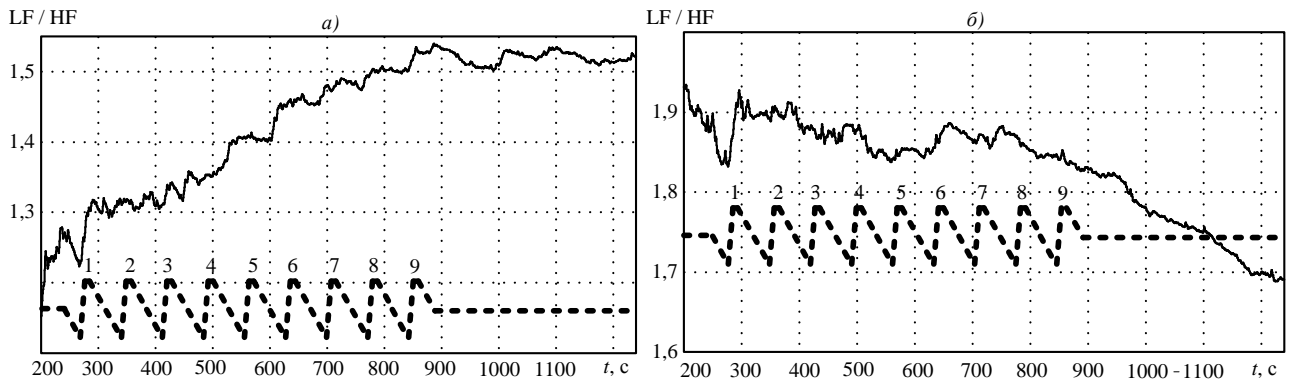


Рисунок 5.14 – Показатель LF/HF испытуемого AAA (а) и испытуемого КНН (б) при ПВ по протоколу №2 (штриховая линия – механограмма с номерами колебаний)

Таким образом, при знакопеременных колебательных ПВ с преимущественно динамическим инфракраниальным положением молодого здорового испытуемого и с периодом повторения меньшим времени приспособительных процессов (83 с – 0,012 Гц) происходит увеличение спектральных составляющих в VLF диапазоне, сопровождаемое снижением среднего значения ЧСС и стремлением значений показателя LF/HF к диапазону нормы, что свидетельствует о нормализации симпато-вагусного баланса. Полученный эффект открывает пути к возможности коррекции вегетативного баланса у больных немедикаментозными средствами (Болдуева С.А. и соавт., 2005).

5.5 О механизмах физиологических реакций и характере переходных процессов при колебательных постуральных воздействиях

Рассматривая человеческий организм как систему, в нём можно выделить различные, в том числе, жидкие и твёрдые элементы, находящиеся в связи и взаимодействии друг с другом. Эти связи и взаимодействия можно охарактеризовать с помощью различных внутренних сил (натяжения, трения, давления и др.). Результат действия внутренних сил связан с высвобождением или запасанием потенциальных и приданием или сокращением кинетических энергий. Под «внешней силой» (силовым полем) будем понимать силу, действующую постоянно на все элементы или их часть, имеющих массу и попадающих в поле её действия. При изучаемых ПВ такой силой является сила тяжести, вследствие малых значений ускорения движения ложа влиянием силы инерции можно пренебречь. Действие внешней силы выражается в следующем. В поле действия этой внешней силы, каждая из внутренних сил изменяется на значение пропорциональное массе элемента и проекции вектора внешней силы на вектор данной внутренней силы. Т.е. влияние внешней силы на внутреннюю силу определяется значениями угла между ними и задействованной массы. В результате часть внутренних сил может увеличиться, часть – уменьшиться, часть остаться неизменными. В случае, когда угол между внутренними силами и внешней равен 90° , влияние внешней силы отсутствует (ГП). Действие такой силы мгновенно. В результате изменения внутренних сил под действием внешней силы происходит изменение

взаимного расположения, напряжения и перемещения твёрдых и жидких сред организма человека. Это первичные некомпенсированные изменения (см. рисунок 1.4), на которые организм отвечает как ДС с регулированием по возмущению. Если интенсивность указанных изменений превышает некоторый порог, то наступает второй этап изменений – компенсаторные реакции, связанные с восстановлением исходного взаимного расположения, напряжения и перемещения твёрдых и жидких сред организма человека. Это реакция ДС с регулированием по отклонению. На время воздействия восстановление обязательно только частичное.

Основой сложных ПВ является поочерёдная смена орто- (ОП) и антиортостатических положений (АОП), т.е. многократные, в том числе колебательные, воздействия. При этом угол между внутренними силами, связанными с движением крови, и силой тяжести соответственно изменяется от 90° при ГП до 180° при ОП, и до 0° при АОП. В результате происходят поочерёдные и противоположно направленные реакции организма, в частности: отрицательная и положительная инотропная реакции сердца, вазоконстрикторные и вазодилатационные сосудистые реакции, положительный и отрицательный хронотропный эффект, перераспределение депонирования крови в сосудах нижней и верхней частей тела. Соответственно на резистивную, ёмкостную и обменную функцию сосудов оказываются периодические знакопеременные влияния, сложным образом зависящие от параметров ПВ. Причём реакция на первое колебание этих воздействий, очевидно, соответствует реакции на однократное простое (орто- или антиортостатическое) воздействие. Её выраженность и степень завершения приспособительных процессов к моменту смены направления воздействия связана с особенностями организма, а также углом и временем нахождения испытуемого в положении отличном от горизонтального.

При смене знака угла перемещения испытуемого должен измениться и направление реакций (АДср, УИ, ЧСС). Возникает вопрос, насколько быстро произойдет данная смена направления реакций и насколько долго может она длиться? Или другими словами, какие минимальная и максимальные длительности у ПП, т.е. какой диапазон времени может занимать установление нового устойчивого состояния при ПВ? Реакция, выражаемая через ЧСС, как показал спектральный анализ КРГ, полученной при ПВ по протоколу №2 (рисунок 5.13), находится в основном в VLF диапазоне, а значит минимальное время значимого реагирования 25 с. Как показывает анализ КРГ, полученной при ПВ по протоколу №1, т.е. при однократном воздействии (пример – на рисунках 3.10 и 3.11) реакция, выражаемая через ЧСС, не завершается быстрее, чем за 30 – 40 с. В пользу этих результатов свидетельствуют примеры регуляции АД, приведённые на рисунке 2.7. В самом «быстром» варианте (тест-объект 1) время переходного процесса 25 с. Таким образом, можно сделать вывод о том, минимальная длительность ПП при ПВ приблизительно равна 25 с, что соответствует нижней границе LF диапазона и верхней границе VLF диапазона – 0,04 Гц.

Показатель LF характеризует состояние системы регуляции сосудистого тонуса. Чувствительные рецепторы синокаротидной зоны воспринимают изменения величины АД, и афферентная нервная импульсация поступает в сосудодвигательный (вазомоторный) центр продолговатого мозга. В нём осуществляется обработка и анализ поступающей информации (афферентный синтез) и в кардиоваскулярную систему поступают сигналы управления (эфферентная нервная импульсация). Этот процесс контроля осуществляется вазомоторным центром постоянно. Время, необходимое вазомоторному центру на операции приема, обработки и передачи информации, колеблется от 6,6 до 25 с (Шлык Н.И., 2009). С другой стороны известно, что рефлекторные компенсаторные реакции включаются через 4 – 5 с и достигают максимума через 30 – 40 с (Ткаченко Б.И., 2005).

Результаты анализа КРГ, полученной при ПВ по протоколу №1 (пример – на рисунках 3.10 и 3.11), демонстрируют, что реакция, выражаемая через ЧСС, не длится более чем 300 с, это приблизительно соответствует нижней границе VLF диапазона – 0,003 Гц. Исходя из вышесказанного, можно заключить, что реакции гемодинамических параметров при ПВ лежит в пределах VLF диапазона, а значит, связаны с действием долговременных систем регуляции, к ним относятся центры терморегуляции и энергометаболического обмена (Баевский Р. М., 2004), нейрогуморальный компонент регуляции, в частности активность ренин-ангиотензиновой системы (Яблучанский Н. И., Мартыненко А. В., 2010), а также активность тканевого метаболизма, определяющего ауторегуляцию сосудов (Мартынов И. Д., Флейшман А. Н., 2015). Таким образом, показатель VLF является чувствительным индикатором управления процессами метаболизма и хорошо отражает энергодефицитные состояния (Флейшман А.Н., 1999). Высокий уровень VLF волн трактуется как гипердаптивное состояние, а сниженный уровень VLF – как энергодефицитное. При увеличении мощности VLF волн в ответ на нагрузку можно говорить о гипердаптивной реакции (мобилизация энергетических и метаболических резервов), при снижении VLF волн – о постнагрузочном энергодефиците. В случае выраженного преобладания центральных механизмов регуляции мощность VLF волн резко снижается (Мартынов И. Д., Флейшман А. Н., 2015).

Отметим особое значение отдельных компонентов VLF (VLF100 и VLF50) описанное в работе А.Н. Флейшмана и соавт. (2014). Показано, что диапазоны VLF100 и VLF5 при нагрузках малой интенсивности могут демонстрировать реципрокные взаимоотношения между собой и по отношению к показателю LF/HF и играют адаптивную роль в механизмах вегетативного обеспечения. Выявлено важное значение VLF и её компонентов – 100- и 50-секундных колебаний – при ортостазе в прогнозе развития ортостатической тахикардии. У пациентов с вегетативными нарушениями при высоком уровне мощности VLF100 или высоких показателях VLF50 тахикардия не развивалась, т.е. в этом случае VLF и ее составные части выполняют важ-

ную адаптивную функцию, а низкие показатели VLF50, наоборот, способствуют ортостатической тахикардии (Флейшмана и соавт., 2014).

Поскольку период колебательных ПВ (по протоколу №2) равен 83 с, т.е. попадает в VLF-диапазон, то можно было бы ожидать, что гемодинамические показатели (АДср, УИ, ЧСС) в динамике будут «усваивать» заданный ритм качаний. Однако явно это происходит только у показателя ЧСС, причём у части испытуемых с затуханием (рисунок 3.23,б). Показатели АДср и УИ демонстрируют более сложную зависимость, в примере на рисунке 5.4, «усвоение» заданного ритма качаний наличествует в течение 3 – 6 и 11 – 13 качаний. При этом, судя по анализу динамики показателя LF/HF, именно за 4 – 6 колебаний ПВ по протоколу №2 происходит завершение ПП, выраженное в значительном уменьшении составляющих ВСР VLF диапазона. Отметим, что 4 – 6 колебаний имеют длительность соответственно 332 – 498 с, а судя по примеру, приведённому на рисунке 5.4, следующее «усвоение» ритма происходит через 5 качаний (415 с), что соответствует периодике ULF-диапазона ВСР.

Описанные изменения в сердечно-сосудистой системе связаны с одним из основных принципов её нормального функционирования – с равенством объёмов венозного притока и сердечного выброса. При изменении положения тела испытуемого из горизонтального в вертикальное под действием гравитационных сил происходит депонирование около 300-800 мл крови в нижней части тела. При АОП повышенный венозный возврат реализовывается путём увеличения сердечного выброса (УИ). При этом лёгочное сосудистое русло в определенных условиях может депонировать значительное количество крови без существенного нарушения системной гемодинамики, следовательно, изменение объёма лёгочного кровотока сглаживает (демпфирует) неравенство дебитов правого и левого желудочков, опосредованное постуральными нагрузками. Кроме того, в процессе осуществления кардиопульмональных рефлексов, возникающих при повышении венозного притока, изменяются ЧСС, АД, скорость и степень расслабления миокарда, сила его сокращения и скорость атриовентрикулярного проведения. Во временном отношении реализация венозного притока происходит в период диастолической паузы, фазовая структура которой также изменяется в соответствии с дебитом наполнения желудочков. Изменения фазовой структуры систолы и диастолы желудочков при АОП заключаются в укорочении изометрических фаз и увеличении периодов изгнания и наполнения, что может расцениваться как адаптационная внутрифазовая перестройка кардиоцикла, направленная на активацию механизма Франка-Старлинга и увеличение внешней производительности сердца (Гайтон А.К., 2008). Важно отметить, что указанные изменения показателей гемодинамики и сократительной функции сердца в первые минуты антиортостаза обусловлены рефлекторными реакциями вследствие гидростатических сдвигов, а на 3-5-й минутах происходит мобилизация компенсаторных гемодинамических механизмов.

Наряду с этим увеличение объёма притока крови к правым отделам сердца приводит к включению адаптационных реакций, направленных на разгрузку малого круга кровообращения (Ткаченко Б.И., 2002). Этот разгрузочный рефлекс В.В.Парина включает депонирование крови в паренхиматозных органах, урежение ЧСС, снижение сопротивления периферических сосудов и системного АД. Однако вследствие относительно малой длительности нахождения испытуемого в АОП описанные реакции не успевают завершиться. Таким образом, освободившаяся из депо кровь «подхватывается» колебаниями ПВ, которые не позволяют ей снова войти в депо, благодаря чему организм функционирует с повышенным ОЦК.

Важной составляющей вопроса о влиянии сложных ПВ на гемодинамику является изучение состояния микроциркуляторного сосудистого русла при динамической ориентации испытуемого в пространстве, т.е. при изменяющемся гидростатическом давлении. Интенсивность фильтрации и реабсорбции в капиллярах определяется прежде всего следующими параметрами: гидростатическим давлением в капиллярах, гидростатическим давлением в тканевой жидкости, онкотическим давлением плазмы в капилляре, онкотическим давлением тканевой жидкости и коэффициентом фильтрации (подробнее см. п. 1.4). Фундаментальной особенностью микроциркуляции является её постоянная изменчивость, что проявляется в спонтанных колебаниях тканевого кровотока. Эта изменчивость микроциркуляции – объективная характеристика уровня жизнедеятельности тканей. Ритмические колебания кровотока и их изменения, во многом, хотя и не только, обусловленные вазомоциями, позволяют получить информацию о конкретных соотношениях различных механизмов, определяющих состояние микроциркуляции (Козлов В.И. и соавт., 2015). Ритмическую структуру, таких колебаний это интегральный результат суперпозиции различных миогенных, нейрогенных, дыхательных, сердечных и других косвенных влияний на состояние микроциркуляции. Её можно выявить с помощью спектрального анализа сигналов, получаемых с помощью лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) (Stefanovska A., 2007; Козлов В.И. и соавт., 2015), и при регистрации быстрых температурных осцилляций (РТО). Перспективным является совместный анализ частотных составляющих ВСР, флаксометрии ЛДФ-граммы, и быстрых температурных осцилляций (Shusterman V. et al., 1997; Webb C. et al., 2015; Сагайдачный А. А. и соавт., 2013). Наиболее значимые в диагностическом плане частотные диапазоны сигналов, получаемых с помощью указанных методов, представлены в сопоставительной таблице 5.3. Каждый из этих частотных диапазонов связан с определёнными механизмами активной модуляции кровотока в системе микроциркуляции. Очевидна близость этих диапазонов. Для интерпретации синхронно полученных результатов было бы целесообразно использовать теорию пяти линейно несимметрично связанных осцилляторов сердечно-сосудистой динамики (Данилова Н.Н., Астафьев С.В. 1999; Stefanovska A., 2001, 2007). Однако это является дальнейшим развитием представленной диссертационной работы и здесь более не обсуждается.

Сопоставление частотных диапазонов, выделяемых при ВСР, ЛДФ и РТО

ВСР		ЛДФ		РТО	
Обозначение диапазонов	Частотный диапазон, Гц	Обозначение диапазонов	Частотный диапазон, Гц	Обозначение диапазонов	Частотный диапазон, Гц
		Сердечный (пульсовой)	0,6 – 2	Пульсовой	0,5 – 2
HF	0,15 – 0,4	Дыхательный	0,145 – 0,6	Дыхательный	0,14 – 0,5
LF	0,04 – 0,15	Миогенный	0,052 – 0,145	Миогенный	0,05 – 0,14
VLF	0,003 – 0,04	Нейрогенный	0,021 – 0,052	Нейрогенный	0,02 – 0,05
		Эндотелиальный	0,0095 – 0,021	Эндотелиальный	0,001 – 0,02
UVLF	Менее 0,003	Эндотелиальный 2	Менее 0,0095	–	–

Таким образом, физиологические механизмы реагирования КВС человека на многоэтапное периодическое перемещение организма относительно вектора гравитации основаны на противоположности и незавершённости приспособительных процессов в кардиоваскулярной системе, выражающиеся в квазисинхронных (по отношению к колебаниям воздействия) изменениях значений системных гемодинамических показателей: УИ, АД, ЧСС; и показателей симпатической и парасимпатической активности.

5.6 Рекомендации по использованию сложных постуральных воздействий

В исследовании использовались ПВ условно средней интенсивности, т.е. скорости, углы, направления и порядки перемещения, с одной стороны ощутимые испытуемыми, с другой стороны, не вызывающие слишком неприятных, и, тем более, болевых ощущений. Такие ПВ по своему влиянию на системную гемодинамику сопоставимы с комплексами физических упражнений (ФУ), что показано в третьей главе данной работы, и при этом могут применяться для людей, в силу тех или иных причин, неспособных к выполнению ФУ.

Отметим, что изменения (нарушения) системной гемодинамики характеризуют значительное большинство сердечно-сосудистых расстройств и заболеваний, при этом нормализация гемодинамического статуса является одним из показателей эффективности лечения (Антонов А.А., 2006). Процесс выздоровления осложняется более или менее вынужденной гипокинезией пациентов. Для консервативного лечения и реабилитации устранение гипокинезии и нарушений ге-

динамики является взаимосвязанной единой задачей. Рассмотрим нарушения гемодинамики, связанные с гипокинезией, гипертонией и возрастом.

Известно, что недостаточная двигательная активность (гипокинезия) это один из существенных факторов роста сердечнососудистых заболеваний (Ткаченко Б.И. и соавт., 1986; Виноградов А.В. и соавт., 1987). Здесь отметим основные проявления нарушений гемодинамики, связанные с гипокинезией. К ним относятся: учащение сердцебиений и снижение пульсового (в основном за счет систолического) и венозного давлений, уменьшение объема циркулирующей крови, уменьшении притока крови из легочных капилляров к левым отделам сердца и ослаблении сократительной способности миокарда левого желудочка, увеличения общего периферического сопротивления сосудов, уменьшение объема кровив правых отделах сердца, постепенное снижение объемных характеристик правого желудочка сердца. Значительное снижение переносимости ортостатических и физических нагрузок. Направления изменений гемодинамики при гипокинезии условно отражено в виде стрелок на номограмме гемодинамики (рисунок 5.15,а). Подробное описание использования номограмм гемодинамики (НГ) приведено во второй главе. Здесь отметим, что точка состояния гемодинамики пациента (ТГ) определяется одновременными значениями среднего артериального давления (АД_{ср.}) и ударного индекса (УИ) (Антонов А.А., 2006). На НГ обозначены три уровня кровотока и три уровня АД. Центральный прямоугольник представляют нормальное гемодинамическое состояние (нормодинамия в сочетании с нормотонией).

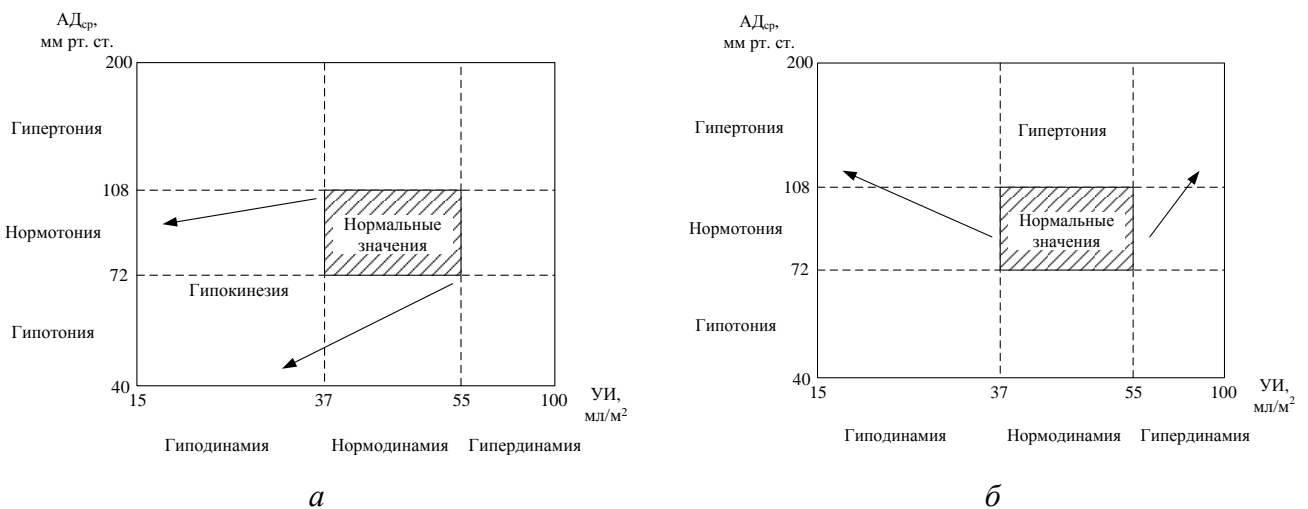


Рисунок 5.15 – Номограмма гемодинамики при гипокинезии (а), при гипертонии (б)

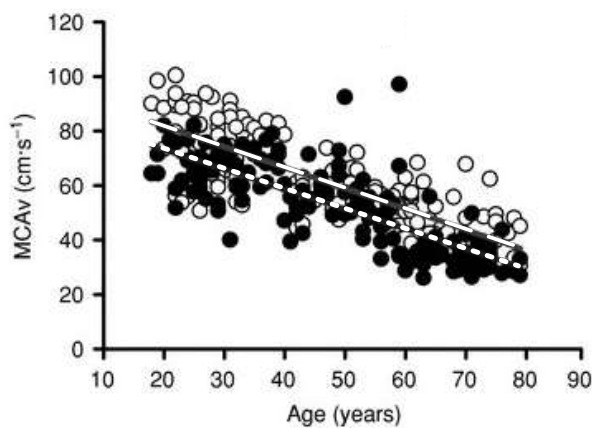
стрелки – направление изменений.

Существует несколько различных групп пациентов с гипертензивной болезнью (ГБ), отличающихся друг от друга состоянием гемодинамики. В части случаев обнаруживается гиперкинетический тип гемодинамики (увеличенный сердечный индекс (СИ), ЧСС, кровотоки предплечья и уровень адреналина в плазме крови). У молодых людей ГБ чаще всего может возникать

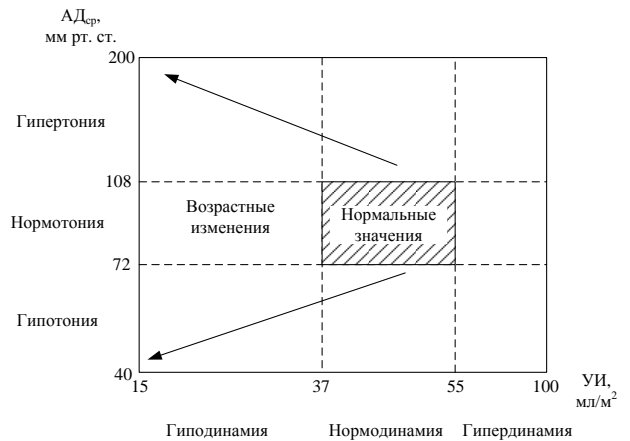
из-за увеличения МОК, тогда как у пожилых пациентов это обычно связано с увеличением общего периферического сопротивления сосудов (ОПСС), однако связанные с возрастом изменения гемодинамики могут происходить у пациентов с ГБ даже при отсутствии изменений МОК и ОПСС (Антонов А.А., 2006). Направление изменений гемодинамики при ГБ условно отражено в виде стрелок на номограмме гемодинамики (рисунок 5.15,б).

О снижении скорости кровотока с возрастом пишут многие авторы (Белозерова Л.М., 2001; Железкова А.А. и соавт., 2010; Ainslie P.N. et al., 2009) Линейная скорость кровотока внутренних сонных артерий прогрессивно снижается от периода раннего детства к старческому, объемная скорость кровотока внутренних сонных артерий снижается от юношеского периода к пожилому у лиц мужского пола и к старческому у лиц женского пола (Железкова А.А. и соавт., 2010). Отличие возрастных изменений гемодинамики у тренированных и не тренированных иллюстрирует рисунок 5.16,а, на нём показана взаимосвязь между возрастом, скоростью церебрального кровотока и уровнем физической культуры (Ainslie P.N. et al., 2009). Направление изменений гемодинамики при старении условно отражено в виде стрелок на номограмме гемодинамики (рисунок 5.16,б).

Отметим, что в данном подразделе рассматриваются «медленные» изменения гемодинамического статуса, происходящие на протяжении длительного времени, т.е. относящиеся к установившимся режимам функционирования сердечно-сосудистой системы. «Быстрые» гемодинамические изменения, вызванные необходимостью компенсации текущих воздействий, рассматриваются во второй главе.



а



б

Рисунок 5.16 – Взаимосвязь между возрастом, скоростью церебрального кровотока и уровнем физической культуры (а), линия с длинным штрихом – линейная регрессия для группы тренированных обследованных (белые кружки), с коротким штрихом – линейная регрессия для обследованных с малоподвижным образом жизни (чёрные кружки) (по Ainslie P.N. et al., 2009). Номограмма гемодинамики при возрастных изменениях (б), стрелки – направление изменений.

Повторим здесь основные особенности пассивной динамической ориентации-перемещения. Многие положения в пространстве, в которых оказывается пациент при сложных ПВ, не могут быть достигнуты самостоятельно. Также самостоятельно не контролируются длительность нахождения в этих положениях и их сменяемость. Причём время и интенсивность терапевтических ПВ определяется целью лечения и состоянием пациента, а не его способностью к выполнению тех или иных физических упражнений. А значит, терапевтические или реабилитационные ПВ могут применяться при отсутствии у пациента собственной двигательной активности и/или сознания.

Приведём краткое сопоставление сердечно-сосудистых реакций на фармакологические препараты и ПВ. Заболевания сердца и сосудов связаны с нарушениями гемодинамики, соответственно, нормализация гемодинамического статуса является показателем эффективности ПВ (Антонов А.А., 2006). В настоящее время нормализация и поддержание гемодинамического статуса связаны с использованием следующих типов фармакологических препаратов, оказывающих влияние на гемодинамику:

- положительные или отрицательные инотропные средства;
- вазодилататоры или вазоконстрикторы;
- положительные или отрицательные хронотропные средства;
- препараты, повышающие или уменьшающие объём циркулирующей крови (диуретики).

При этом каждый сердечный или сосудистый препарат имеет специфический спектр воздействия. Известно также, что при пассивных орто- и антиортостатических воздействиях происходят:

- отрицательная или положительная инотропная реакция сердца;
- вазоконстрикторные или вазодилатационные сосудистые реакции;
- уменьшение или возрастание сердечного выброса;
- положительный или отрицательный хронотропный эффект;
- изменение объёма циркулирующей крови за счёт изменений объёмов депонированной крови в сосудах нижней и верхней частей тела.

Описанное сравнение иллюстрирует схема, представленная на рисунке 5.17.

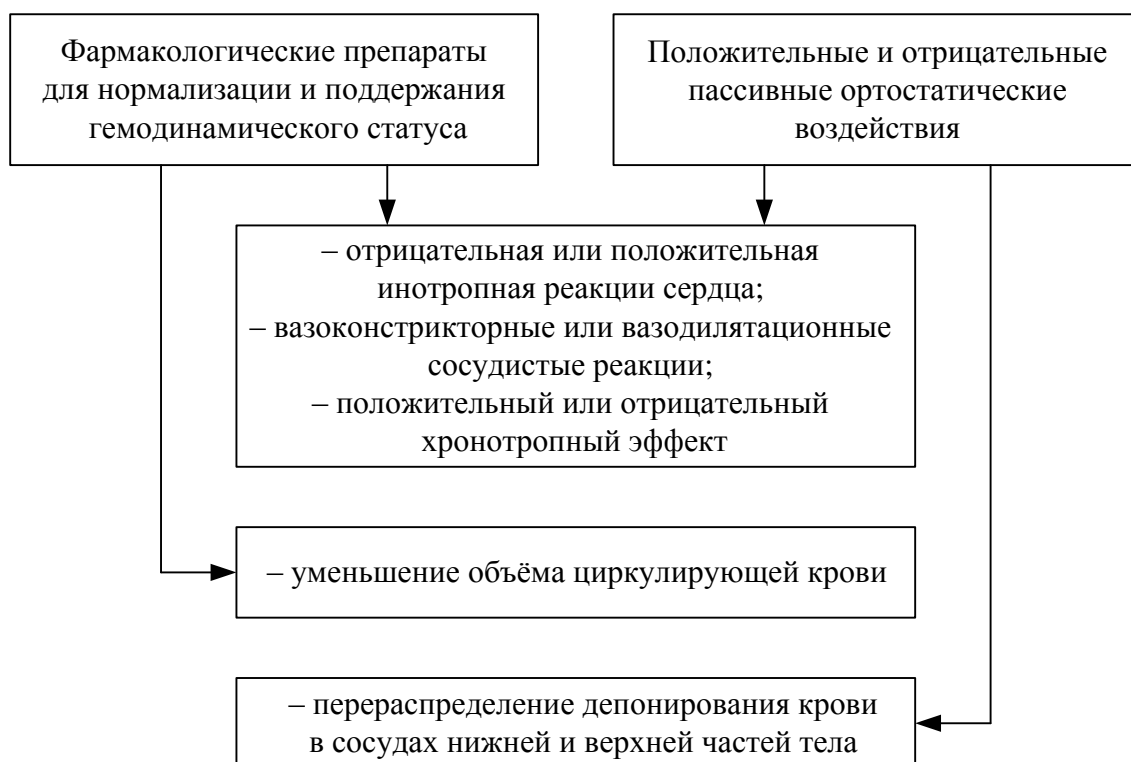


Рисунок 5.17 – Сравнение направлений нормализации гемодинамического статуса фармакологическими средствами и реакций на простые ПВ

Полученные результаты НИР дают основания считать, что реакции на сложные ПВ способны компенсировать изменения гемодинамики, связанные с гипокинезией, в частности уменьшение скорости кровотока. В отличие от физических упражнений, приводящих к перераспределению кровообращения в пользу действующих мышц, при пассивных сложных ПВ активизация кровотока влияет на различные системы организма.

При этом должно происходить улучшение кровоснабжения тканей. Это связано с тем, что сложные ПВ влияют на параметры, определяющие интенсивность фильтрации и реабсорбции в капиллярах (гидростатическое давление в капиллярах, гидростатическое давление в тканевой жидкости, онкотическое давление плазмы в капилляре, онкотическое давление тканевой жидкости и коэффициент фильтрации). Фильтрация возрастает при общем увеличении кровяного давления, расширении резистивных сосудов, переходе в вертикальное положение, увеличении объёма крови вследствие вливаний различных растворов, повышении венозного давления (например, при сердечной недостаточности). Напротив, реабсорбция увеличивается при снижении кровяного давления, сужении резистивных сосудов. Подобные изменения давления происходят при сложных ПВ.

Таким образом, можно предположить, что использование сложных ПВ будет способствовать увеличению системного и органного кровотока, а также росту интенсивности транкапиллярного перемещения жидкости, т.е. способствовать лучшему выполнению одной из главных задач

системы кровообращения – её транспортной (обменной) функции. При этом реакции на сложные ПВ способны вызывать долговременный тренирующий эффект.

5.7 Выводы пятой главы

1. Реакции системной гемодинамики молодых здоровых испытуемых, определяемые через УИ, АД, ЧСС и показатель симпато-вагусного баланса, на знакопеременные постуральные воздействия имеют квазипериодический характер. Период колебаний ПВ (83 с – 0,012 Гц) меньше времени завершения приспособительных процессов в кардиоваскулярной системе.

2. Реакция на первое колебание этих воздействий соответствует реакции на однократное простое (орто-, антиортостатическое) воздействие.

3. Реакции системной гемодинамики испытуемых на второе и последующие колебания сложных ПВ значимо ($p < 0,05$) отличаются от реакций на первое или однократное колебание этих ПВ.

4. При знакопеременных колебательных ПВ с преимущественно динамическим инфракраниальным положением молодого здорового испытуемого и с периодом повторения меньшим времени приспособительных процессов (83 с – 0,012 Гц) (ПВ по протоколу №2) происходит значимое увеличение интегральной скорости кровотока без значимого увеличения АД_{ср}, как во время воздействий, так и в заключительной (без воздействия) фоновой пробе.

5. При указанных ПВ происходит увеличение спектральных составляющих в VLF диапазоне, сопровождаемое снижением среднего значения ЧСС и стремлением значений показателя LF/HF к диапазону нормы, что свидетельствует о нормализации симпато-вагусного баланса.

6. Физиологические механизмы реагирования КВС человека на многоэтапное периодическое перемещение организма относительно вектора гравитации основаны на противоположности и незавершённости приспособительных процессов в кардиоваскулярной системе, выражающиеся в квазисинхронных (по отношению к колебаниям воздействия) изменениях значений системных гемодинамических показателей: УИ, АД, ЧСС; и показателей симпатической и парасимпатической активности.

7. Результаты работы целесообразно использовать при разработке новых методов функциональной диагностики и способов постуральной коррекции гемодинамики на основе сложных колебательных ПВ для реабилитации пациентов, например, с гипокинезией и восстановления эффективного функционального состояния организма.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе изучено влияние сложных ПВ в виде периодической знакопеременной ориентации-перемещения (траектории) тела человека на ряд физиологических параметров. Благодаря разработанной на основе математической модели методике непрерывного наблюдения за состоянием испытуемого и его положением в пространстве изучены показатели гемодинамики при пассивных орто-, антиорто- и клиностатических пробах, разработана модель переходных процессов в КВС, на её основе создана методика синтеза и оценки сложных ПВ. Получены новые данные о функциональной взаимосвязи параметров деятельности КВС человека и условий его динамической ориентации-перемещения в гравитационном поле.

Полученные результаты могут служить основой для разработки новых методов функциональной диагностики, профессионального отбора и элементов немедикаментозной терапии, в том числе, способов реабилитации пациентов с нарушениями функций КВС, возникших, например, вследствие длительной гипокинезии, способов восстановления эффективного функционального состояния людей после изнурительных физических нагрузок, а также способов тренировки лиц, профессионально связанных с экстремальными видами деятельности и для целей профессионального отбора.

ВЫВОДЫ

1. При периодических знакопеременных колебательных постуральных воздействиях переходные процессы в системной гемодинамике молодых здоровых испытуемых имеют также колебательный, квазипериодический характер и зависят от соотношения между периодом повторения постуральных воздействий T_{Π} и длительностью завершения приспособительных процессов в кардиоваскулярной системе $\tau_{\Pi\Pi}$.

2. Физиологические механизмы реагирования кардиоваскулярной системы на колебательные постуральные воздействия связаны с противоположностью и незавершённостью происходящих в ней приспособительных процессов, вызванных сменой направления и несимметричностью постуральной нагрузки.

3. Средние значения системных гемодинамических показателей при первом колебании знакопеременных постуральных воздействий соответствуют средним значениям этих показателей после однократного колебания при простой орто- или антиортостатической нагрузке, а при втором и последующих колебаниях значимо ($p < 0,05$) отличаются от них, при условии $T_{\Pi} < \tau_{\Pi\Pi}$.

4. У здоровых испытуемых достигается значимое ($p < 0,05$) увеличение интегральной скорости кровотока без значимого увеличения артериального давления и частоты сердечных сокращений, путём оказания на них преимущественно динамических инфракраниальных колебательных постуральных воздействий, что вызывает рост объёма циркулирующей крови, усиление венозного возврата и транспортной функции системы кровообращения.

5. При указанных воздействиях происходит увеличение спектральных составляющих кардиоритмограмм VLF-диапазона, соответствующих спектру механограммы ориентации-перемещения. При этом значения показателя симпато-вагусного баланса стремятся к диапазону нормы: у испытуемых с ваготонией – растут, с симпатотонией – снижаются, с нормотонией значимо не изменяются.

6. Разработанная методика динамической синхронной регистрации ряда показателей функционирования кардиоваскулярной системы человека и траектории его ориентации-перемещения при сложных постуральных воздействиях и их совместного анализа позволила получить приоритетные данные о приспособительных процессах в кардиоваскулярной системе.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

Всего использовано 158 информационных источников, из них 106 отечественных, 52 зарубежных, 47 за последние 5 лет, 69 за последние 10 лет, 10 самоцитирований.

1. Аветикян, Ш. Т. Влияние антиортостатического воздействия на человека оператора (по данным реографии) / Ш.Т. Аветикян, А.М. Зингерман // Физиология человека. 1979. – Т. 5, № 6. – С. 1052-1059.

2. Аветикян, Ш. Т., Василевский Н. Н., Зингерман А. М. О типологической систематизации адаптивных реакций (на примере антиортостатического воздействия) // Физиология человека. – 1982. – Т. 8, № 1. – С. 132-137.

3. Аксельрод, Б.А. Антиортостатическая проба в оценке сосудистых реакций у больных ИБС во время анестезии / Б.А. Аксельрод, И.А. Толстова, Г.В. Бабалян, А.Г. Яворовский // Материалы Десятой научно-практической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы». Москва. 2008. – С. 244-247.

4. Алексеев, В. М. Соотношение между частотой сокращений сердца и субъективно воспринимаемой напряженностью организма при мышечной работе / В. М. Алексеев // Физиол. человека. – 1989. – № 1. – С. 69-74.

5. Анисимов, А.А., Сергеев Т.В. Алгоритм оценки артериального давления по скорости распространения пульсовой волны / А.А. Анисимов, Т.В. Сергеев // Биотехносфера. – 2015. – №4(40). – С. 57-61.

6. Антонов, А.А. Гемодинамика для клинициста / А.А. Антонов // М., 2004. – 99 с.

7. Антонов, А.А. Гемодинамические аспекты гипертонической болезни / А.А. Антонов // Сердце. – 2006. – Т. 5, № 4 (28). – С. 210-215.

8. Аронов, Д.М. Функциональные пробы в кардиологии / Д.М. Аронов, В.П. Лупанов // М.:МЕДпрессинформ, 2007. – 328 с.

9. Афонин, Б. В. Функциональное состояние печени при моделировании гемодинамических эффектов невесомости в организме человека / Б.В. Афонин, А.Е. Ермоленко, С.Л. Иноземцев // Физиология человека. – 2012. – № 4. – С. 108-113.

10. Бабин, А.М. Возрастные особенности эхокардиографических показателей здорового человека / А.М. Бабин // Космич. биол. и авиакосмич. медицина. – 1982. – 16, № 2. – С. 208-212.

11. Баевский Р.М. Математический анализ сердечного ритма при стрессе / Р.М. Баевский, О.Н. Кириллов, С.М. Клецкин. – М.: Наука, 1984. – 270 с.

12. Баевский, Р. М. Анализ вариабельности сердечного ритма: история и философия, теория и практика / Р. М. Баевский // Клиническая информатика и Телемедицина. – Харьков: Изд. украинской ассоциации «Компьютерная медицина» и института медицинской информатики и телемедицины, 2004. – Т. 1. № 1. – С. 54–63.

13. Белов, А. В. Аналоговый выделитель R-зубца электрокардиосигнала / А. В. Белов, Д. В. Букарев, Д. Г. Пуликов, Т.В. Сергеев, Н.Б. Суворов // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2009. – № 11. – С. 67-71.
14. Белозерова, Л. М. Работоспособность и возраст / Л. М. Белозерова // Том избранных трудов. – Пермь, 2001. – 328 с.
15. Берёзный, Е. А. Практическая кардиоритмография / Е. А. Берёзный, А. М. Рубин, Г. А. Утехина // Научно-производственное предприятие «Нео», 2005. – 140 с.
16. Берсенева, И. А. Оценка адаптационных возможностей организма у школьников на основе анализа variability сердечного ритма в покое и при ортостатической пробе: дис. ... канд. биол. наук / И. А. Берсенева // М.: Российский Университет Дружбы Народов, 2000. – 135 с.
17. Божокин, С.В. Введение в теорию сигналов: учебное пособие / С.В. Божокин, И.Б. Сулова // СПб.: Изд-во Политехнического ун-та, 2012.– 120 с.
18. Божокин, С.В. Вейвлет-анализ нестационарной variability сердечного ритма при проведении пассивной ортостатической пробы / С.В. Божокин, Е.М. Лесова, В.О. Самойлов, П.И. Толкачев // Биофизика. – 2012. – Т. 57, Вып. 4. – С. 696-712.
19. Бокерия, Л. А. Метод наружной контрпульсации в лечении больных с хронической ишемической болезнью сердца / Л. А. Бокерия, М. Л. Ермоленко, М. Х. Байрамукова // Здравоохранение и медицинская техника. – 2005. – № 3. – С. 30-32.
20. Бокерия, Л.А. Интегральные компоненты оптимальной модели организации реабилитационной помощи пациентам после хирургического лечения врожденных пороков сердца / Л.А. Бокерия, Е.Б. Милюевская, С.М. Крупянко, О.А. Манерова // Электронное научное издание (научно-практический журнал) «Социальные аспекты здоровья населения». – 2014. – №5 (39). <http://vestnik.mednet.ru>, дата обращения 12.10.2015.
21. Болдуева, С.А. Способ коррекции вегетативного баланса у больных с острым инфарктом миокарда / С.А. Болдуева, Н.Б. Суворов, И.А. Карпов, Н.Л. Фролова, А.В. Шабров // Патент РФ. RU 2249427. – 10.04.2005. – Бюл. № 10.
22. Бочкарёв М.В. Особенности анализа variability ритма сердца по коротким записям электрокардиограмм человека / М.В. Бочкарёв, Л.С. Коростовцева, А.Б. Татарайдзе, Ю.В. Свиричев и др. // Трансляционная медицина. – 2015. – № 2-3 (31-32). – С. 8-17.
23. Бринкен Н.О. Мобильная система регистрации биосигналов головного мозга / Н.О. Бринкен, А.А. Грушвицкий, В.А. Пономарев // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – № 1. – С. 19-25.
24. Велнесс-центр Nergo // Сайт. <http://wellness-tula.ru/gym.phtml>, дата обращения 14.01.2017.
25. Вечерова, С.А. Пассивная антиортостатическая проба в подборе двигательных режимов у

больных с нарушением мозгового кровообращения на этапах реабилитации. / С.А. Вечерова, Л.Т. Гильмутдинова, Р.Ф. Талисов // Материалы Международного конгресса «Восстановительная медицина и реабилитация-2005». – Москва, 2005. – С. 41-42.

26. Виноградов, А. В. Превентивная кардиология. Руководство. Под ред. Г. И. Косицкого / Виноградов А. В. и др. // М.: Медицина, 1987. – 511 с.

27. Вознюк, И.А. Ауторегуляция мозгового кровотока при пассивной вертикализации на поворотном столе (tilt-table) и непрерывность курса процедур в остром периоде инсульта / И.А. Вознюк, А.В. Полякова, С.Ш. Забиров // Вестник клинической нейрофизиологии. Мат. 2-й научно-практ. конф. с межд. участием Клиническая нейрофизиология и нейрореабилитация. – 2014. С. 81-82.

28. Волков, Ю.Н. Комплексная оценка функционального состояния систем кровообращения и дыхания методом интегральной реографии тела / Ю.Н. Волков, В.М. Большов, С.Б. Сингаевский, Э.В. Земцовский, Б.А. Гуссейнов // Метод. рекомен. МЗ РСФСР. – М., 1989.

29. Гайтон, А.К. Медицинская физиология / А.К. Гайтон, Дж.Э. Холл // М.: Логосфера, 2008. – 1296 с.

30. Грищенко, А.В. Исследование температуры кожи при различных положениях тела / А.В. Грищенко // Физиол. и биох. функции систем организма. – Киев, 1968. – С. 77- 79.

31. Данилова, Н.Н. Изменение вариабельности сердечного ритма при информационной нагрузке / Н.Н. Данилова, С.В. Астафьев // Журнал высшей нервной деятельности. – 1999. – Т. 49, вып. 1. – С. 28-38.

32. Декларация о соответствии Комплекса мониторинга кардио-респираторной системы и гидратации тканей компьютеризированного КМ-АР-01–«Диамант-Р» по ТУ9441-001-469646-2008 требованиям ГОСТ Р 50444-92 (р. 3, 4), ГОСТ Р 50267.0-92 (МЭК 601-1-88) и другим. http://www.diamant.spb.ru/certificates/certificate_21_b.jpg дата обращения 11.02.2014.

33. Дик, И.Г. Моделирование процессов регуляции кровообращения / И.Г. Дик, И.З. Поясов // Руководство по физиологии. Физиология кровообращения: регуляция кровообращения. – Л.: Наука, 1986. – С.546-573.

34. Дониная, Ж. А. Механизмы регуляции дыхания и гемодинамика при постуральных воздействиях / Ж. А. Дониная // Автореферат дис. ... док. биол. наук. СПб.: – 2011. – 40 с.

35. Дониная, Ж.А. Межсистемные соотношения дыхания и гемодинамики в начальном периоде постуральных воздействий / Ж.А. Дониная, И.Н. Лаврова, В.М. Баранов // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. – 2013. – Том 155 № 3. – С. 271-274.

36. Евлахов, В.И. Основы физиологии сердца / В.И. Евлахов, А.П. Пуговкин, Т.Л. Рудакова, Л.Н. Шалковская // Санкт-Петербург: СпецЛит, 2015. – 335 с.

37. Железкова, А.А. Возрастные особенности линейной и объемной скорости кровотока во

внутренних сонных артериях / А.А. Железкова, Ю.Ю. Скоробогатов, О.В. Филатова // Известия Алтайского государственного университета. – 2010. – Выпуск № 3-2. – С. 24-34.

38. Земцовский, Э. В. Спортивная кардиология / Э. В. Земцовский // СПб.: Гиппократ. – 1995. – 448 с.

39. Зильбернагель, С. Наглядная физиология / С. Зильбернагель, А. Деспопулос; пер. с англ. // М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2013. – 408 с.

40. Карпов, Р.С. Атеросклероз: патогенез, клиника, функциональная диагностика, лечение / Р.С. Карпов, В.А. Дудко // Томск: STT, 1998. – 672 с.

41. Качур, Е. Сердечные поздравления. Известный кардиохирург Лео Бокерия празднует юбилей / Е. Качур, М. Навицкий // Видеосюжет. Первый канал. https://www.1tv.ru/news/2009/12/22/157377-serdechnye_pozdravleniya_znamenituyu_kardiohirurg_leo_bokeriya_otmechaet_yubiley. Дата обращения 16.05.2015.

42. Козлов, В.И. Лазерная доплеровская флоуметрия в оценке состояния и расстройств микроциркуляции крови. Методическое пособие / В.И. Козлов, Г.А. Азизов, О.А. Гурова, Ф.Б. Литвин // М.: Изд-во РУДН. – 2015. – 32 с.

43. Котельников Г.П. Гравитационная терапия. Монография / Г.П.Котельников, А.В. Яшков // Самара; 2003.

44. Лесова, Е.М. О влиянии антиортостатической нагрузки на реакции сердечно-сосудистой системы / Е.М.Лесова, Е.Б.Филиппова, В.Н.Голубев, П.И.Толкачёв // Сборник научных трудов международной научной конференции «Измерительные и информационные технологии в охране здоровья. Метромед -2011». – СПб. – 2011.– С. 198.

45. Лесова, Е.М. Индивидуальные различия показателей гемодинамики при сочетании гипоксической и ортостатической нагрузок / Е.М. Лесова, В.О. Самойлов, Е.Б. Филиппова, О.В. Савокина // Вестник российской военно-медицинской академии. – 2015. – 1(49) – С. 157-163.

46. Максумова, Н.В. Оценка вегетативного тонуса и уровня адаптации на основе комплексного анализа показателей variability ритма сердца / Н.В. Максумова // Практическая медицина. – 2015. – 03(15), Том 1.

47. Малиани, А. Физиологическая интерпретация спектральных компонентов variability ритма (HRV) / А. Малиани // Вестник аритмологии. –1998. – №9. – С. 47-57.

48. Мартынов, И.Д. Нарушения вегетативной регуляции и компенсаторные возможности при ортостатических нагрузках у больных с нейрогенными обмороками (на основе спектрального анализа variability ритма сердца) / И.Д. Мартынов, А.Н. Флейшман // Вестник науки Сибири. – 2015. – Спецвыпуск (15). – С. 303- 313.

49. Мацнев, Э.И. Адаптация организма человека к моделированной невесомости: клиниче-

ские исследования / Э.И. Мацнев, Г.П. Степанова, О.А. Смирнов и др. // Физиология человека. – 2003. – № 5. – С. 102-107.

50. Меньщикова, И.А. Коррекция нарушений двигательной функции в остром периоде инсульта / И.А. Меньщикова, В.М. Печеркин, М.И. Карпова, Ю.А. Корняков // Медицина-Урал, 2014. – №10 (190). – С. 26-29.

51. Милсум, Дж. Анализ биологических систем управления / Дж. Милсум // М.:Мир, 1968. – 520 с.

52. Минашкин, В.Г. Теория статистики: Учебно-методический комплекс / В.Г. Минашкин, Р.А. Шмойлова, Н.А. Садовникова, Л.Г. Моисейкина, Е.С. Рыбакова // – М.: Изд. центр ЕАОИ, 2008. – 296 с.

53. Минвалеев, Р.С. Как влияет поза тела на кровоток в паренхиматозных органах? Сообщение I. Печень / Р.С. Минвалеев, А.А. Кузнецов, А.Д. Ноздрачев // Физиология человека. – 1998. – Т. 24, № 4. – С. 101-107.

54. Минвалеев, Р.С. Как влияет поза тела на кровоток в паренхиматозных органах? Сообщение II. Почки / Р.С. Минвалеев, А.А. Кузнецов, А.Д. Ноздрачев // Физиология человека. – 1999. Т. 25, № 2. – С. 92-98.

55. Минвалеев, Р.С. Особенности наполнения левого желудочка сердца при перевернутых позах человека / Р.С. Минвалеев, А.А. Кузнецов, А.Д. Ноздрачев, Х.Ю. Лавинский // Физиология человека. – 1996. – Т. 22, № 6. – С. 27-34.

56. Минвалеев, Р.С. Физиологические аспекты избранных асан хатха-йоги / Р.С. Минвалеев // СПб.: Изд-во С.-Петербур. ун-та, 2014. – 103 с.

57. Михайлов, В.М. Вариабельность ритма сердца: опыт практического применения / В.М. Михайлов // Иваново: Иван. гос. мед. академия. 2002. – 290 с.

58. Михайлов, В.М. Эффективность комплексного применения отрицательного давления на нижнюю часть тела и дыхания под отрицательным давлением в условиях моделированной невесомости / В.М. Михайлов, В.М. Баранов, А.Н. Котов, М.А. Тихонов // Физиология человека. – 2003. –№ 5. – С. 65–68.

59. Морман, Д. Физиология сердечно-сосудистой системы / Д. Морман, Л. Хеллер, // СПб: Издательство «Питер», 2000. – 256 с.

60. Нормальная физиология человека / под. ред. Б.И. Ткаченко // М.: Медицина, 2005. – 928 с.

61. Оленская, Т.Л. Методы исследования ортостатических реакций / Т.Л. Оленская, В.И. Козловский // Вестник ВГМУ. – 2003. – Т. 2, № 1. – С. 26-31.

62. Осадчий, Л.И. Постуральные реакции / Л.И. Осадчий // В кн.: Физиология кровообращения: Регуляция кровообращения. – Л.: "Наука", 1986. – С.317-334.

63. Осадчий, Л.И. Постуральные системные сосудистые реакции / Л.И. Осадчий, Т.В. Балуева, И. В. Сергеев // Физиологический журнал им. И.М. Сеченова. – 1993. – Т. 79, № 3. – С. 66–72.
64. Парандей, О.Р. Вариабельность импедансометрических маркеров ударного объема крови после инфаркта миокарда – новые возможности мониторинга гемодинамики / О.Р. Парандей, М.А. Зубарев, А.А. Думлер // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Том 11, № 2. – С. 88-92.
65. Погодин, М.А. Влияние антиортостатического воздействия на респираторные параметры и функциональную активность инспираторных мышц человека / М.А. Погодин, И.Н. Лаврова, Н.П. Александрова [и др.] // Физиология человека. – 2011. – № 2. – С. 52-59.
66. Поясов, И.З. Статистический метод изучения сердечно-сосудистых процессов с учётом их нелинейности и нестационарности / И.З. Поясов, И.Г. Дик, В.И. Кириленко, В.Г. Богач // Интеграция сосудистых функций: Сб. научн. тр. – Л.: Медицина, 1984. – С.133-142.
67. Раушер, К. Основы спектрального анализа: пер. с англ. / К. Раушер, Ф. Йансен, Р. Минихольд // М.: Горячая линия–Телеком, 2006. – 224 с.
68. Реброва, О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA / О.Ю.Реброва // М.: МедиаСфера. 2002. – 312 с.
69. Саваневский, Н. К. Реакции кровеносной системы на изменение положения тела человека в пространстве / Н. К. Саваневский, Г. Е. Хомич // Веснік Брэсцкага ўніверсітэта. Хімія. Біялогія. Навукі аб зямлі. Брэст: Брэсцкі дзяржаўны ўніверсітэт імя А.С. Пушкіна. – 2011. – № 2. – С. 53-57.
70. Сагайдачный, А.А. Восстановление спектра колебаний кровотока из спектра колебаний температуры пальцев рук, дисперсия температурного сигнала в биоткани / А.А. Сагайдачный, А.В. Скрипаль, А.В. Фомин, Д.А. Усанов // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2013. – Том 12 №1 (45). – С. 76-82.
71. Семченков, А.А. Кардиотренинг с функцией анализа вариабельности сердечного ритма / А.А. Семченков, А.В. Ульяновский, Н.Б. Суворов, Т.В. Сергеев // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ 2013661210 от 02.12.13.
72. Сергеев, Т.В. Влияние постуральных нагрузок колебательного характера на параметры сердечного ритма / Н.Б. Суворов, П.И. Толкачёв, А.В. Белов, М.И. Гараба // Вестник новых медицинских технологий. – 2016. – Т. 23, №1 – С. 79-85.
73. Сергеев, Т.В. Некоторые параметры гемодинамики человека при постуральных воздействиях колебательного характера / Т.В. Сергеев, Н.Б. Суворов, И.В. Милохина [и др.] // Материалы Четвёртой Международной междисциплинарной конференции «Современные проблемы системной регуляции физиологических функций» – М.: Перо, 2015. – С. 588-592.

74. Сергеев, Т.В. Полосовой фильтр с регулируемыми параметрами для регистрации и обработки электрокардиосигналов по методу ЭКГ СВР / Т.В. Сергеев // Биомедицинская радиоэлектроника 2013. – №9. – С. 58-62.

75. Сергеев, Т.В. Реакции сердечно-сосудистой системы молодых испытуемых на поструральные воздействия колебательного характера / Т.В. Сергеев, Н.Б. Суворов, И.В. Милюхина [и др.] // Нейронаука для медицины и психологии: 12-й Международный междисциплинарный конгресс: Труды Конгресса – М.: МАКС Пресс, –2016. – С. 352-353.

76. Сергиенко, А.Б. Цифровая обработка сигналов: учеб. пособие / А.Б. Сергиенко // СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 768 с.

77. Снежицкий, В.А. Методические аспекты проведения ортостатических проб для оценки состояния вегетативной нервной системы и функции синусового узла / В.А. Снежицкий // Журнал ГрГМУ. – 2006. – № 1. – С. 1-6.

78. Снежицкий, В.А. Поворотный стол для проведения модифицированной ортостатической пробы / В.А. Снежицкий, П.А. Барановский, В.И. Кравченко, Б.И. Белявский // Пат. 1460 РБ от 01.04.2003 Официальный бюллетень государственного патентного комитета Республики Беларусь. – 2004. – № 3. – С. 210.

79. Снежицкий, В.А. Показатели вариабельности сердечного ритма у больных с ваготонической дисфункцией синусового узла при проведении ортостатической пробы / В.А. Снежицкий // Вестник Аритмологии. – 2003. – Т. 33. – С. 28-34.

80. Софронов, Г. А., Влияние поструральной коррекции гемодинамики на параметры сердечного ритма / Г.А. Софронов, Н.Б. Суворов, П.И. Толкачёв, Т.В.Сергеев // Медицинский академический журнал. – 2014. – №3. – С. 38-51.

81. Стол массажный с изменяемым положением ложа // Регистрационное удостоверение федеральной службы по надзору в сфере здравоохранения и социального развития. – № ФСР 2011/12256. – 2011.

82. Стол массажный с изменяемым положением ложа // Сертификат соответствия ГОСТ Р федерального агентства по техническому регулированию и метрологии. – № РОСС RU.NM35H00067. – 2011.

83. Суворов, Н.Б. Программа для определения динамического индекса напряжения кардиоваскулярной системы «CARDIOSTRESS» / Н.Б. Суворов, С.В. Божокин, А.З. Яфаров, Т.В. Сергеев // Свидетельство о государственной регистрации программ для ЭВМ №2017614309 от 12.04.2017.

84. Сычев, О.С. Вариабельность сердечного ритма: физиологические механизмы, методы исследования, клиническое и прогностическое значение / О.С. Сычев, О.И. Жаринов // Руководство по кардиологии; под ред. В.Н. Коваленко. – Киев, 2008. – С. 299-307.

85. Ткаченко, Б.И. Механизмы формирования венозного возврата крови к сердцу / Б.И. Ткаченко, В.И. Евлахов, И.З. Поясов // Медицинский академический журнал СЗО РАМН. – 2002. – Т.2, № 1. – С.3-18.

86. Ткаченко, Б.И. О роли сил «vis a fronte» в формировании венозного возврата крови к сердцу / Б.И. Ткаченко, В.И. Евлахов, И.З. Поясов // Вестник РАМН. – 2002. – № 12. – С.3-9.

87. Толкачев П.И. Инверсионная терапия в системе медицинской реабилитации (методические рекомендации) / П.И. Толкачев, Н.Б. Суворов, Б.И. Херодинов, Т.В. Сергеев // СПб.: Изд-во СЗГМУ им. И.И. Мечникова, 2015. – 24 с.

88. Толкачев, П. И. Средство дистальной фиксации нижней конечности человека на медицинском или спортивно-тренажерном оборудовании (варианты) / П.И. Толкачев, А.В. Пантелеев, М.Л. Подвязников // Патент РФ на полезную модель №:100902. 10.01.2011.

89. Толкачев, П.И. Механургический стол для массажа и мануальной терапии / П.И. Толкачев, А.В. Пантелеев, М.Л. Подвязников // Патент РФ №2391084. – 2010.

90. Толкачев, П.И. Сочетанные постуральные и мануальные воздействия в курортной и восстановительной медицине / П.И. Толкачев, Н.Б. Суворов, Т.В. Сергеев, Н.П. Толкачев // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2016. – Т. 93, № 2-2. – С. 162.

91. Толкачев, П.И. Средство дистальной фиксации верхней конечности человека на медицинском или спортивно-тренажерном оборудовании (варианты) / П.И. Толкачев, А.В. Пантелеев, М.Л. Подвязников // Патент РФ на полезную модель №: 97904. 27.10.2010.

92. Третьякова, Г.А. К вопросу о влиянии инверсионной терапии на психологическую реабилитацию детей с задержками темпа психического развития / Г.А. Третьякова, П.И. Толкачев, Н.Б. Суворов [и др.] // Клиническая нейрофизиология и нейрореабилитация. Третья научно-практическая конференция с международным участием [Электронное издание]: Материалы конференции. – СПб.: Альта Астра, 2015. – С. 100-101.

93. Трифонов, В. В. Обеспечение ортостатической устойчивости у студентов с разными типами саморегуляции кровообращения / В.В. Трифонов // Актуальные проблемы естественных наук и их преподавания: материалы Международной научно-практической конференции, посвященной 100-летию МГУ имени А.А. Кулешова, – Могилев: МГУ имени А.А. Кулешова, 2013. – С. 472-474.

94. Физиология кровообращения: Регуляция кровообращения / под. ред. Б.И. Ткаченко // Л.: "Наука", 1986.

95. Физиология человека: В 3-х томах. Т. 2. Пер. с англ. / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса // М.: Мир, 2005. – 314 с.

96. Флейшман, А.Н. Медленные колебания гемодинамики / А.Н. Флейшман // Новосибирск, 1999. – 264 С.
97. Флейшман, А.Н. Ортостатическая тахикардия: диагностическое и прогностическое значение Very Low Frequency variability ритма сердца / А.Н. Флейшман, И.Д. Мартынов, С.А. Петровский, Т.В. Кораблина // Бюллетень сибирской медицины, 2014. – Том 13, № 4. – С. 136-148.
98. Хаютин, В.М. Колебания частоты сердцебиений: спектральный анализ / В.М. Хаютин, Е.В. Лукошкова // Вестник аритмологии. – 2002. – № 26. – С. 11-21.
99. Хубутя, А.Ш. Отечественная система усиленной наружной контрпульсации: разработка и первый опыт клинического применения / А. Ш. Хубутя, А. М. Сударев, В.Е. Толпекин и др. // Кардиология. – 2012. – № 3. – С. 91–94.
100. Черкасова, В.Г. Методы исследования вегетативной нервной системы: метод, рекомендации / В.Г. Черкасова. – Пермь: Престайм. – 2010. – 24 с. Чер31
101. Черных, Е. Лео Бокерия знает, как убежать от старости / Е. Черных // Комсомольская правда от 17 Дек. 2009 <http://www.spb.kp.ru/daily/24413.3/585735/> Дата обращения 16.05.2015.
102. Чуваева, Г.З. К вопросу о вегетативных и соматических реакциях при пассивном изменении позы / Г.З. Чуваева // Моторно – висц. и позно – вегет. рефлекс. – Пермь. – 1965. – С. 54-58.
103. Шлык Н.И. Сердечный ритм и тип регуляции у детей, подростков и спортсменов / Н.И. Шлык // Ижевск: Изд-во «Удмуртский университет». 2009. – 259 с.
104. Щербак, С.Г. Вертикализация: обоснование ключевой роли в общей системе реабилитации / С.Г. Щербак, А.Е. Терешин, А.С. Голота, А.Б. Крассий // Медицинский алфавит. Больница. – 2010. – №1. – С. 32-34.
105. Яблучанский, Н. И. Вариабельность сердечного ритма. В помощь практическому врачу / Н.И. Яблучанский, А.В. Мартыненко // Харьков, 2010. – 131 с.
106. Яшков А.В. Методологические аспекты гравитационной терапии / А.В. Яшков // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. – 2013. – №2. – С. 3-6.
107. Ainslie, P. N.. Elevation in cerebral blood flow velocity with aerobic fitness throughout healthy human ageing / P.N. Ainslie, J.D. Cotter, K.P. George [et al.] // J Physiol. – 2008. – 586.16. – P. 4005-4010.
108. Arenas I. A. Dynamic genetic linkage of intermediate blood pressure phenotypes during postural adaptations in a founder population / I. A. Arenas, J. Tremblay, B. Deslauriers [et al.] // Physiological Genomics. – 2012. – Vol. 45, N 4, – P. 138-150.
109. Berganzo, K. Postural orthostatic tachycardia syndrome, neurally mediated syncope, and joint hypermobility: a case report / K. Berganzo, B. Tijero, J.J. Zarranz, J.C. Gómez-Esteban // Neurologia.

– 2014. – Vol. 29. – P. 447-449.

110. Bhaskaran, S. Effects of gravity and posture on the human cardiovascular system / S. Bhaskaran, S. Mondal, S. Jagtap, P. Vidyasagar // *International Journal of Integrative Biology (IJIB)*. – 2009. – Vol. 5. – No. 3. – P. 171-175.

111. Blanik, N., Assessment of Human Hemodynamics under Hyper- and Microgravity: Results of two Aachen University Parabolic Flight Experiments / N. Blanik, M. Hulsbusch, M. Herzog, C.R. Blazek // *Acta Polytechnica*. – 2007. – Vol. 47, N 4–5, – P. 29-32.

112. Blažek, V. Behaviour of human hemodynamics under microgravity – a proposal for the 7th german parabolic flight campaign / V. Blažek, M. Hulsbusch, M. Herzog [et al.] // *Advances in EEE*. – 2005. – Vol. 4, N 3. – P. 107-111.

113. Broersen, P.M.T. Automatic autocorrelation and spectral analysis / P.M.T. Broersen // *Springer*. 2006. – 300 p.

114. Burne, E.A. Frequency-specific amplification of heart rate rhythms using oscillatory tilt / E.A. Burne, S.W. Forges // *Psychophysiology*. – 1992. – Vol. 29. N. 1. P. 120-126.

115. Camm, A. J. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical use / Camm A. J. [et al.] // *Circulation*. – 1996. – N 93. – P. 1043-1065.

116. Cooke, W.H. Human responses to upright tilt: a window on central autonomic integration / W.H. Cooke, J.B. Hoag, A.A. Crossman [et al.] // *J. Physiol Lond*. – 1999. – Vol. 517. – P. 617-628.

117. Corbucci, G. Posture-induced changes to physiological parameters / G. Corbucci, B. B. Lee. // *US Patent №9020594*. – 2015.

118. Cybulski, G. Ambulatory Impedance Cardiography. The Systems and their Applications / G. Cybulski // *Springer*. – 2011. – 128 p.

119. Edgell, H. Hemodynamics and brain blood flow during posture change in younger women and postmenopausal women compared with age-matched men / H. Edgell, A.D. Robertson, R.L. Hughson // *J. Appl Physiol*. – 1985. – Vol. 112(9) – P. 1482-93.

120. Edlow, B.L. The effects of healthy aging on cerebral hemodynamic responses to posture change / B.L. Edlow [et al.] // *Physiol. Meas*. – 2010. – Vol. 31 – P. 477-495.

121. Estévez, M. Spectral analysis of heart rate variability / M. Estévez [et al.] // *Int. J. Disabil. Hum. Dev*. – 2016; Vol. 15(1): P. 5-17.

122. Fagard, R. Effect of Age on the Hemodynamic Response to Posture in Nonelderly Hypertensive Patients / R. Fagard, P. Lijnen, J. Staessen, L. Thijs, A. Amery // *American J. of Hypertension*. – 1994. – Vol. 7, Issue 1. – P. 30-35.

123. Gil, E. Time-varying spectral analysis for comparison of HRV and PPG variability during tilt table test / E. Gil [et al.] // *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 32nd Annual International Conference of the IEEE*. – 2010. – P. 3578-3582.

124. Groot, H.J. Richardson. Perfusion pressure and movement-induced hyperemia: evidence of limited vascular function and vasodilatory reserve with age / H.J. Groot, J.D. Trinity, G. Layec [et al.] // *American J. of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. – 2013. – Vol. 304, N 4, P. 610-619.
125. Hughson, R.L. Critical Analysis of Cerebrovascular Autoregulation During Repeated Head-Up Tilt / R.L. Hughson, M.R. Edwards, D.D. O’Leary, J.K. Shoemaker // *Stroke*. 2001. – Vol. 32. P. 2403-2408.
126. Jepsen, H. Postural vascular response vs. sympathetic vasoconstriction in human skin during orthostasis / H. Jepsen, P. Gaetgens // *Am J. Physiol Heart Circ Physiol*. – 1995. – Vol. 269. – P. 53-61.
127. Jones, A. Y.M. Body position change and its effect on hemodynamic and metabolic status / A.Y.M. Jones, E. Dean // *Heart & Lung: The Journal of Acute and Critical Care*. – 2004. – Vol. 33, Issue 5. – P. 281-290.
128. Jones, A.Y., Dean E. Body position change and its effect on hemodynamic and metabolic status / A.Y. Jones, E. Dean // *Heart Lung*. – 2004. – Vol. 33(5). – P. 281-290.
129. Julien, C. The enigma of Mayer waves: Facts and models / C. Julien // *Cardiovascular Research*. – 2006. – 70. – P. 12-21.
130. Kudryński, K. Computer Software tool for heart rate variability (HRV), T-wave alternans (TWA) and heart rate turbulence (HRT) analysis from ECGs / K. Kudryński, P. Strumiłło, J. Ruta // *Med. Sci. Monit*. – 2011. – Vol. 17(9). – P. 63-71.
131. Liao, F. Using local scale exponent to characterize heart rate variability in response to postural changes in people with spinal cord injury / F. Liao [et al.] // *Front. Physiol*. – 2015. – Vol. 6:142.
132. Lorentsen, E. The Hemodynamic Effect of Changes in Posture in Cardiac Patients / E. Lorentsen, G. Bay, H. Grendahl, E. Sivertssen // *J. of Internal Medicine*. – 1967. – Vol. 182, Issue 2. – P. 175-182.
133. Montano, N. Power spectrum analysis of heart rate variability to assess the changes in sympathovagal balance during graded orthostatic tilt / Montano N., Gneccchi R. T., Porta A. [et al.] // *Circulation*. – 1994. – Vol. 90. – P. 1826-1831.
134. Mukai, S. Heart rate and blood pressure variabilities during graded head-up tilt / S. Mukai, J. Hayano // *J. Appl Physiol*. – 1995. – Vol. 78. – P. 212-216.
135. Prasad, K.S. Inversion therapy in patients with pure single level lumbar discogenic disease: a pilot randomized trial / K.S. Prasad, B.A. Gregson, G. Hargreaves [et al.] // *Disabil Rehabil*. – 2012. – Vol. 34(17). – P. 1473-1480.
136. Sarabadani Tafreshi, A. Distinctive steady-state heart rate and blood pressure responses to passive robotic leg exercise and functional electrical stimulation during head-up tilt / A. Sarabadani Tafreshi, R. Riener, V. Klamroth-Marganska // *Front. Physiol*. – 2016. – Vol. 7:612.

137. Shannaho–Khalsa, D.S. Ultradian sleep rhythms of lateral EEG, autonomic, and cardiovascular activity are coupled in humans / D.S. Shannaho–Khalsa, F.E. Yates // *International J. of Neuroscience*. – 2000. – Vol. 101(1-4). – P. 21-43.
138. Sheriff, D.D. Hemodynamic consequences of rapid changes in posture in humans / D.D. Sheriff, I-H. Nadland, K. Toska // *J. Appl Physiol*. – 2007. – Vol. 103. P. 452–458.
139. Shoemaker, J. K. Gender affects sympathetic and hemodynamic response to postural stress / J. K. Shoemaker, C. S. Hogeman, Mazhar Khan [et al.] // *American J. of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*. – 2001. – Vol. 281, N 5. – P. 2028-2035.
140. Shusterman, V. Spontaneous temperature oscillations in normal human subjects / V. Shusterman, K.P. Anderson, O. Barnea // *Am. J. Regul Integr. Comp. Physiol*. – 1997. – Vol. 273. – P. 1173-1181.
141. Smith J.J., Porth C.M., Erickson M. Hemodynamic response to the upright posture / J.J. Smith, C.M. Porth, M. Erickson // *J. Clin Pharmacol*. – 1994 Vol. 34(5). – P. 375-386.
142. Spectral analysis. Parametric and non-parametric digital methods / Edited by F. Castanie // ISTE Ltd. 2006. – 263 p.
143. Spodick, D.H. Effects of posture on exercise performance. Measurement by systolic time intervals / D.H. Spodick, V.M. Qurry – Pigott // *Circulation*. – 1973. – Vol. 48, N1. – P. 74-78.
144. Sprangers, R.L. Initial blood pressure fall on stand up and exercise explained by changes in total peripheral resistance / Sprangers R.L., Wesseling K.H., Imholz A.L. [et al.] // *J. Appl. Physiol*. – 1991. – Vol. 70(2). – P. 523-530.
145. Stefanovska, A. Coupled oscillators. Complex but not complicated cardiovascular and brain interactions / A. Stefanovska // *IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine*. – 2007. – N 7 – P. 25-29.
146. Stefanovska, A., Bracic Lotric M., Strle S, Haken H., The cardiovascular system as coupled oscillators? / A. Stefanovska, M. Bracic Lotric, S. Strle, H. Haken // *Physiol. Meas*. – 2001. – Vol. 22, N 3. – P. 535-550.
147. Stewart, J.M. Common Syndromes of Orthostatic Intolerance / J.M. Stewart // *Pediatrics*. – 2013. – Vol. 131, Issue 5. – P. 968-980.
148. Stewart, J.M. Mechanisms of sympathetic regulation in orthostatic intolerance / J.M. Stewart // *J. of Applied Physiology Published*. – 2012. – Vol. 113, N 10. P. 1659-1668.
149. Suvorov, N. Psychophysiological training of operators in adaptive biofeedback cardiorythm control / N. Suvorov // *The Spanish Journal of Psychology*. – 2006. – Vol. 9, № 2. – P. 193-200.
150. Taneja, I. Differential effects of lower body negative pressure and upright tilt on splanchnic blood volume / I. Taneja, C.Moran, M. S. Medow [et al.] // *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*. 2007. – Vol. 292, N 3, P. 1420-1426.

151. Taylor, J.A. Fundamental Relations between short-term RR Interval and arterial pressure oscillations in humans / J.A. Taylor, D.L. Eckberg // *Circulation*. – 1996. – Vol. 93. – P. 1527-1532.
152. Tortora, G.J. Principles of anatomy & physiology / G.J. Tortora, B. Derrickson // John Wiley & Sons. Inc. – 2012. – 1347 p.
153. Toska, K. Dynamic time course of hemodynamic responses after passive head-up tilt and tilt back to supine position / K. Toska, L. Walloe // *J. Appl. Physiol.* – 2002. Vol. 92. P. 1671-1676.
154. Tschakovsky M.T. Immediate exercise hyperemia: contributions of the muscle pump vs. rapid vasodilation / M.T. Tschakovsky, D.D. Sheriff // *J. Appl. Physiol.* – 2004. – Vol. 97. – P. 739-747.
155. Tschakovsky, M.E. Lower limb-localized vascular phenomena explain initial orthostatic hypotension upon standing from squat / M.E. Tschakovsky, K. Matusiak, C. Vipond, L. McVicar // *American J. of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. – 2011. – Vol. 301 N 5. – P. 2102-2112.
156. Vernon, H. Inversion therapy: a study of physiological effects / H. Vernon, J. Meschino, J. Naiman // *The Journal of the CCA*. – 1985. – Vol. 29, N. 3. – P. 135–140.
157. Webb, C. Epidermal devices for noninvasive, precise, and continuous mapping of macrovascular and microvascular blood flow / C. Webb [et al.] // *Adv.* – 2015. – Vol. 1:e1500701. P. 1-13.
158. Yang, C. Prior head-down tilt does not impair the cerebrovascular response to head-up tilt / C. Yang, Y. Gao, D. K. Greaves [et al.] // *J. Appl. Physiol.* – 2015. – Vol. 118. – P. 1356–1363.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Локальный Этический комитет при
ФГБУ «НИИЭМ» Северо-Западного отделения
Российской Академии Медицинских Наук
(ФГБУ «НИИЭМ» СЗО РАМН)

Выписка из протокола № 2/14
Локального Этического комитета при
ФГБУ «НИИЭМ» Северо-Западного отделения
Российской Академии Медицинских Наук
(ФГБУ «НИИЭМ» СЗО РАМН)

31. 10. 2014 в 14:00

По адресу: Россия, 197198, Санкт-Петербург, Каменноостровский пр. д.71
тел.(812) 234-24-38

Присутствовали:

Председатель – А.В. Шабров
Секретарь – Д.Э. Коржевский
Е.В. Шайдаков
В.М. Клименко
В.Б. Васильев
А.Н. Суворов
А.В. Дмитриев
Е.Ю. Верещагина

СЛУШАЛИ:

Вопрос о рассмотрении проекта информированного согласия испытуемого на исследование «Вариабельность сердечного ритма при сложных постуральных воздействиях» на базе ФГБУ «НИИЭМ» СЗО РАМН

Исследователь – Т.В. Сергеев

Рассмотрены документы:

- Аннотация исследования
- Информация для пациента и информированное согласие на участие в исследовании
- Резюме научного руководителя Суворова Н.Б.

Рисунок 1 – Сканированная копия первой страницы выписки из протокола Локального Этического комитета при ФГБНУ «ИЭМ»

ПОСТАНОВИЛИ:

1. Принять проект информированного согласия испытуемого на исследование «Вариабельность сердечного ритма при сложных поструральных воздействиях» и одобрить проведение данного клинического исследования на базе ФГБУ «НИИЭМ» СЗО РАМН

Голосовали «за» – единогласно

Председатель этического комитета
ФГБУ «НИИЭМ» СЗО РАМН
Академик РАМН



А.В. Шабров

Секретарь Локального этического комитета
ФГБУ «НИИЭМ» СЗО РАМН
Д.м.н.
«31» октября 2014г.



Д.Э. Коржевский

Рисунок 1 – Сканированная копия второй страницы выписки из протокола Локального Этического комитета при ФГБНУ «ИЭМ»

Данные испытуемых

№ п.п.	Псевдоним испытуемого	Пол	Возраст	Рост, см	Вес, кг	ТК	ТВТ
1	ААА	м	25	180	71	ЭТК	СТ
2	ГМИ	ж	22	170	65	ЭТК	НТ
3	ГАА	м	20	174	71	ЭТК	ВТ
4	ЗИС	м	19	182	80	ГрТК	СТ
5	КЕВ	ж	23	177	69	ЭТК	СТ
6	МДВ	ж	20	174	68	ЭТК	НТ
7	ЧЧГ	м	29	169	57	ГрТК	НТ
8	ЩДВ*	м	22	173	78	ГТК	НТ
9	САА	м	29	182	80	ЭТК	ВТ
10	РРВ	м	19	180	73	ЭТК	ВТ
11	СТВ	м	34	176	89	ЭТК	НТ
12	ЛЕВ	м	24	175	74	ЭТК	СТ
13	КАА	м	26	176	81	ЭТК	СТ
14	ККГ	м	22	182	93	ГрТК	СТ
15	КНН	м	26	178	78	ЭТК	НТ
16	МНВ	м	25	181	78	ГрТК	СТ
17	ГИН	м	19	178	73	ЭТК	НТ
18	КАВ	м	19	174	70	ЭТК	ВТ
19	ВЛА	ж	23	165	56	ЭТК	НТ
20	ВДГ	м	22	174	72	ГрТК	СТ
21	РЕА	ж	25	167	57	ЭТК	НТ
22	ТАР	м	19	168	67	ЭТК	ВТ
23	ФАН	м	20	178	74	ЭТК	НТ
24	ТИВ	ж	19	169	63	ГТК	ВТ
25	СВА	ж	20	174	65	ГрТК	СТ
26	АМС	м	23	183	85	ГрТК	СТ
27	СНП	м	21	179	78	ЭТК	НТ
28	ПАВ	м	19	174	69	ЭТК	НТ
29	МОВ	м	20	169	70	ЭТК	НТ
30	ТСН	м	20	175	83	ЭТК	НТ
–	Среднее значение	–	22	175	72		
–	Стандартное отклонение	–	4	5	9		
–	Максимальное значение	–	34	183	93		
–	Минимальное значение	–	19	165	56		
–	Разброс значений	–	15	18	37		

ТК – тип кровообращения, ТВТ – тип вегетативного тонуса, ГТК – гипокинетический тип кровообращения, ГрТК – гиперкинетический, ЭТК – эукинетический, ВТ – ваготонический тип тонуса, СТ – симпатотонический и НТ – нормотонический.