

УДК 613.693:612.084

**ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ  
КОСМОНАВТОВ В ПРОЦЕССЕ СКВОЗНОГО  
МОДЕЛИРОВАНИЯ ЭТАПОВ КОСМИЧЕСКОГО ПОЛЕТА  
НА ЦЕНТРИФУГЕ ЦФ-18****К.С. Киреев, А.С. Заверюха, Н.В. Власова, Я.Ю. Миняйло,  
И.Н. Гаврик, А.В. Булгаков, В.И. Дубинин**

Канд. мед. наук К.С. Киреев; А.С. Заверюха; Н.В. Власова; Я.Ю. Миняйло;  
И.Н. Гаврик; А.В. Булгаков; канд. техн. наук В.И. Дубинин  
(ФГБУ «НИИ ЦПК имени Ю.А. Гагарина»)

Факторы космического полета (в первую очередь перегрузки, невесомость) вызывают физиологические сдвиги в организме человека, которые могут неблагоприятно влиять на состояние здоровья и работоспособность космонавтов. В настоящее время разработано, теоретически обосновано и экспериментально апробировано множество моделей, воспроизводящих действие микрогравитации на организм человека. В то же время эти модели воспроизводят отдельные физиологические эффекты, а не всю их совокупность. В статье описана методика отработки последовательно изменяющихся динамических условий космического полета (старта, орбитального полета, посадки) в наземных условиях на центрифуге ЦФ-18.

**Ключевые слова:** центрифуга, перегрузки, факторы космического полета, сквозное моделирование

**The Study of Cosmonauts' Functional Status during the End-to-End Simulation of Spaceflight Phases on the Centrifuge TsF-18.****K.S. Kireev, A.S. Zaverukha, N.V. Vlasova, Ya.Yu. Minyailo,  
I.N. Gavrik, A.V. Bulgakov, V.I. Dubinin**

Spaceflight factors (primarily – overload and weightlessness) cause physiological changes in a human body that can adversely affect the health and performance of cosmonauts. Currently, many models of microgravity effects on humans have been already developed, theoretically substantiated and experimentally tested. Unfortunately, those models reproduce only some physiological effects and not their complete assemblage. The paper describes a technique of on-ground training for successively changing dynamic spaceflight conditions (launch, orbital flight, landing) on the centrifuge TsF-18.

**Keywords:** centrifuge, spaceflight factors, end-to-end simulation

Для эффективного отбора и подготовки космонавтов к воздействию неблагоприятных факторов космического полета необходимо, прежде всего, воспроизведение действия этих факторов в наземных условиях. Наземное моделирование является необходимым условием при формировании и совершенствовании медико-биологической подготовки космонавтов.

Факторы космического полета вызывают физиологические сдвиги в организме человека, которые могут неблагоприятно влиять на состояние здоровья и работоспособность космонавтов [1, 2]. В настоящее время одним из приоритетных направлений в области космической медицины в рамках медико-биологического обеспечения космических полетов является исследование переносимости космонавтами перегрузок на этапах выведения и спуска пилотируемых космических аппаратов (ПКА), а также анализ физиологических процессов при переходе от воздействия перегрузок к воздействию невесомости при выведении ПКА и наоборот, от воздействия невесомости к воздействию перегрузок при его спуске.

Ранее было показано, что зафиксированные у космонавтов в условиях космического полета ощущения прилива крови к голове, расширение сосудов головы, появление тупых пульсирующих болей в голове, отечность кожи лица и шеи, набухание вен шеи и инъектированность сосудов склер глаз обусловлены перераспределением жидких сред организма в краниальном направлении [3]. При возвращении к условиям земной гравитации после длительного космического полета были отмечены явления детренированности сердечно-сосудистой системы, что проявлялось снижением переносимости перегрузок на этапе спуска с орбиты и ортостатической неустойчивостью в послеполетном периоде [4, 5].

Данная работа направлена на комплексное моделирование физиологических эффектов, связанных с динамикой космического полета, – гидростатических, статокINETических и сенсорных реакций организма человека. Моделирование последовательно изменяющихся динамических условий космического полета позволит психологически и физически подготовить космонавта, а также сформировать у него субъективное представление о полете от момента старта до посадки.

Целью экспериментального исследования (ЭИ) являлось получение новых научных знаний о возможностях и особенностях выполнения моделирования условий космического полета в наземных условиях и разработка методики моделируемого сквозного полета ПКА с воспроизведением на центрифуге трех участков космического полета: «Выведение» ПКА на орбиту – «Орбитальный полет» (с моделированием гемодинамического и вестибуло-сенсорного эффектов невесомости) – «Спуск» спускаемого аппарата. При подготовке и проведении ЭИ учитывались результаты ранее проведенных работ по данной теме [6, 7].

## Методика

Исследования проводились в ФГБУ «НИИ ЦПК имени Ю.А. Гагарина». В ЭИ приняли участие 10 практически здоровых испытуемых-мужчин в возрасте от 30 до 53 лет (средний возраст  $44 \pm 8$  лет, рост  $178 \pm 5$  см, масса тела  $86 \pm 6$  кг, площадь поверхности тела  $2,0 \pm 0,1$  м<sup>2</sup>), из них 4 космонавта-испытателя отряда космонавтов (в том числе два с опытом выполнения космического

полета). Все испыталытели по состоянию здоровья были допущены к ЭИ, имели действующее заключение врачебно-лётной или врачебно-экспертной комиссии. ЭИ было одобрено Комиссией по биомедицинской этике ФГБУ «НИИ ЦПК имени Ю.А. Гагарина». В соответствии с Хельсинской декларацией все испыталытели подписали информированное согласие на участие в ЭИ.

ЭИ выполнялись в четыре этапа. До и после каждого этапа проводился медицинский осмотр испыталытеля врачом-терапевтом. Перед исследованием испыталытель не подвергался другим воздействиям, способным повлиять на его функциональное состояние и постральные реакции. Исследования проводились не ранее 1,5 часа после приема пищи.

*Этап 1. Исследование гемодинамики на ортостоле.* Определялись показатели гемодинамики, характеризующие перераспределение крови испыталытелей, находящихся на ортостоле в антиортостатическом положении (АОП)  $-15^\circ$ .

*Этап 2. Исследование гемодинамики во время вращения на центрифуге ЦФ-18.* Определялись количественные показатели гемодинамики, характеризующие перераспределение крови при угле наклона кабины центрифуги  $-15^\circ$  во время вращения.

Продолжительность АОП на 1-м и 2-м этапе составила 40 минут. Во время 1-го и 2-го этапа непрерывно регистрировалась ЭКГ в 3 стандартных отведениях. До и после воздействий, а так же на 10, 20, 30 и 40-й минуте регистрировались следующие физиологические сигналы:

- тахоосциллограмма по Н.Н. Савицкому для определения АД с плеча;
- УЗИ с доплерографией для определения показателей центральной гемодинамики на портативном ультразвуковом аппарате «VIVID™ E».

По УЗИ определяли:

- диаметр легочной артерии (dЛА), см;
- эффективный ударный объем (эУО), мл;
- ударный индекс (УИ), мл/м<sup>2</sup>;
- минутный объем кровообращения (МОК), л/мин.

УЗИ на 2-м этапе выполнялись врачом, находящимся в кабине ЦФ во время ее вращения.

При вращении на ЦФ испыталытель размещался в левом штатном кресле кабины центрифуги ЦФ-18. Кресло было трансформировано для позы испыталытеля «лежа на спине» (в полный рост). До закрытия дверей кабины кресло испыталытеля находилось в горизонтальном положении. После закрытия дверей кабины и выполнения начальных поворотов рамок карданового подвеса центрифуги кресло испыталытеля приводилось в положение  $105^\circ$  к направлению вектора силы тяжести ( $-15^\circ$  к плоскости, перпендикулярной вектору силы тяжести), что соответствовало положению испыталытеля во время исследований, проводимых на ортостоле (рис. 1).

На 2-м этапе ЭИ проводились при двух режимах вращения центрифуги. При первом режиме значение *радиальной перегрузки* G<sub>r</sub> задавалось 0,25 ед.,

при втором режиме – 0,45 ед. Этим значениям соответствуют значения модулей перегрузки  $|n|$ , равные 1,03 и 1,1 ед. соответственно. Длительность каждого режима составляла 20 минут, переход на второй режим (0,45 ед.) проводился без остановки центрифуги с градиентом 0,1 ед./с. Системой управления центрифуги рамки карданова подвеса автоматически поворачивались на углы, при которых кресло испытателя находилось под углом  $-15^\circ$  к плоскости, перпендикулярной суммарному вектору перегрузки.

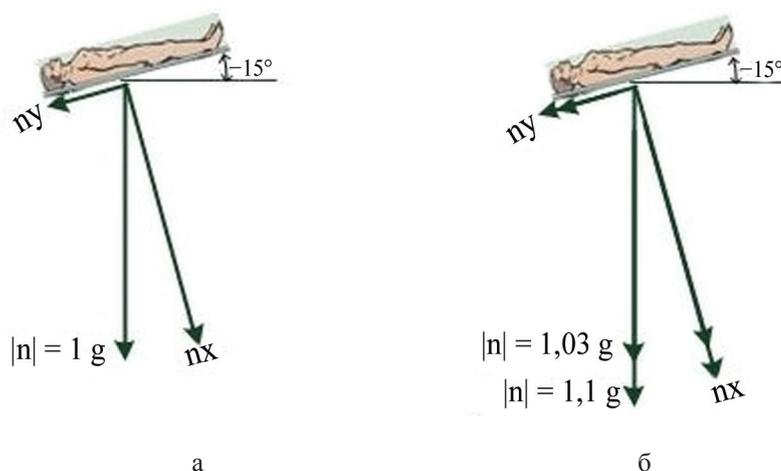


Рис. 1. Проекция воздействия перегрузок: *а* – на ортостоле; *б* – при вращении центрифуги

*Этап 3. Моделирование вестибулосенсорного конфликта во время вращения на центрифуге ЦФ-18.* Отрабатывали параметры вращения центрифуги для адекватного моделирования вестибулосенсорного конфликта на фоне гемодинамических изменений.

Испытатель размещался в левом штатном кресле кабины центрифуги ЦФ-18 как на 2-м этапе: в положении  $105^\circ$  к направлению вектора силы тяжести ( $-15^\circ$  к плоскости, перпендикулярной вектору силы тяжести).

Осуществляли вращение каждого испытателя по двум режимам, продолжительность вращения по каждому режиму – 40 минут.

Помимо основного вращения центрифуги в алгоритме присутствовали компенсаторные периодические вращения элементов карданова подвеса. С точки зрения физиологии режим 1 и 2 отличались проекциями угловых скоростей, воздействующих на полукружные каналы, при колебаниях карданова подвеса.

Режим 1. Кресло испытателя сориентировано по направлению тангенциальной составляющей ускорения, испытатель сидит по направлению движения консоли. Наибольшие угловые скорости возникали в сагиттальной плоскости (как кивки головой вверх-вниз).

Режим 2. Кресло испытателя сориентировано по направлению центростремительного ускорения, испытатель сидит перпендикулярно направлению движения консоли. Наибольшие угловые скорости возникали во фронтальной плоскости (как качания вправо-влево).

В обоих режимах (табл. 1) на центрифугу подавались управляющие сигналы, обеспечивающие:

- управление угловой скоростью центрифуги по гармоническому закону с заданной частотой и размахом;
- поддержание постоянного направления ( $-15^\circ$ ) результирующего вектора перегрузки по отношению к креслу испытателя в кабине центрифуги за счет непрерывных поворотов на расчетные углы кабины по крену и тангажу.

Управляющие сигналы формировались программами, разработанными в российской среде динамического моделирования SimInTech, работающими в реальном времени и позволяющими оперативно менять параметры управления центрифугой во время ЭИ.

Таблица 1

Значения параметров вращения центрифуги,  
зарегистрированные датчиками в режимах 1 и 2

Показатель	Режим 1, $f = 0,14$ Гц	Режим 2, $f = 0,14$ Гц
Диапазон, ед.: Gg (радиальная)	$0,2 \div 0,7$	$0,2 \div 0,7$
At (тангенциальная)	$-0,23 \div 0,23$	$-0,23 \div 0,23$
n	$1,02 \div 1,22$	$1,02 \div 1,22$
nx	$0,98 \div 1,19$	$1,00 \div 1,20$
ny	$-0,33 \div 0,23$	$-0,27 \div 0,22$
nz	$-0,04 \div 0,00$	$-0,06 \div 0,02$
Диапазон уск., гр./с <sup>2</sup> : d $\omega$ x	$-4,2 \div 5,2$	$-3,7 \div 4,6$
d $\omega$ y	$-8,79 \div 10,0$	$-10,8 \div 11,0$
d $\omega$ z	$-12,4 \div 12,6$	$-11,2 \div 9,4$

До, во время и после вращения центрифуги регистрировались ЭКГ в 3 стандартных отведениях, АД – с плеча в кабине центрифуги. При вращении центрифуги регистрация ЭКГ проводилась непрерывно. АД регистрировалось на 10, 20, 30 и 40-й минутах вращения.

До и сразу после вращений на ЦФ для постуральных исследований, стоя на стабилоанализаторе «Стабилан 01-2» с использованием окулографа New Device ND-1000, проводились следующие пробы:

1. Оптокинетический тест: удержание вертикальной позы с открытыми глазами, смотря на чистый экран (фоновая проба), и две пробы со зрительными стимулами – «полосы вправо», «полосы влево» (регистрация глазодвигательного отклика на зрительный стимул в виде вертикальных черно-белых

полос, бегущих с постоянной скоростью слева направо (40 секунд), а затем справа налево (40 секунд). Тест сопровождался окулографическим обследованием.

2. Тест с поворотом головы, состоящий из проб, в ходе которых испытуемый стоял с закрытыми глазами (фоновая проба), последовательно поворачивал голову направо и поднимал голову вверх.

3. Тест с удержанием равновесия с закрытыми глазами на неустойчивом основании в виде пластины пенополиуретана толщиной 9 см.

Перед началом вращения в кабине ЦФ в положении лежа для анализа глазодвигательной функции с использованием окулографа «New Device ND-1000» выполнялись тесты:

1. Оптикинетический тест.

2. Тест «слежение за точкой»: на экране демонстрировалась черная точка на белом фоне, совершающая колебания по синусоидальному закону, сначала по горизонтали (40 секунд), а затем, после 20-секундной паузы, по вертикали (40 секунд) с одинаковой амплитудой и частотой. Задача испытуемых – следить за точкой.

Во время вращений на 40-й минуте (в конце вращения) проводились оптикинетический тест и тест «слежение за точкой».

После завершения 3-го этапа ЭИ проводилось анкетирование испытуемых.

При стабилметрическом обследовании исследовали функцию равновесия и динамической стабилизации вертикального положения тела. Определяли величину силы нормального давления на платформу со стороны находящегося на ней испытуемого и координату точки приложения силы – центр давления. Анализировалась зависимость от времени фронтальной и сагиттальной координат центра давления – точка приложения равнодействующих сил вертикальных реакций, действующих в опорах платформы:

1. Разброс по фронтالي – среднееквадратическое отклонение центра давления от среднего положения во фронтальном направлении (вправо-влево). Разброс по сагиттали – среднееквадратическое отклонение центра давления от среднего положения в сагиттальном направлении (вперед-назад).

2. Средняя скорость центра давления.

3. Площадь эллипса, содержащего 95 % точек траектории центра давления.

4. Показатель качества функции равновесия (КФР), который оценивает равномерность распределения векторов скоростей центра давления по различным направлениям на опорной поверхности. КФР считается стабильным стабилметрическим показателем.

5. Коэффициент резкого изменения направления движения (КРИНД) – доля тех векторов скорости, угол отклонения каждого из которых отличается от предыдущего вектора более чем на  $45^\circ$ . КРИНД характеризует высокочастотные составляющие управления движением.

При окулографических обследованиях в качестве анализируемого параметра была выбрана средняя скорость слежения на медленной фазе. При анализе теста «слежение за точкой» оценивалось качество прослеживания за целью. При обработке результатов анализировались скорость слежения и гладкость слежения.

*Этап 4. Сквозное моделирование этапов космического полета.* Моделировали этапы космического полета: «Выведение», «Орбитальный полет», «Спуск».

Проведено 10 вращений на центрифуге ЦФ-18, продолжительность каждого вращения 60 минут.

На испытателя надевалось штатное медицинское снаряжение, испытатель располагался лежа в левом штатном кресле.

До, во время и после вращения центрифуги регистрировались ЭКГ в 3 стандартных отведениях, АД – с плеча в кабине центрифуги. При вращении центрифуги регистрация ЭКГ проводилась непрерывно. АД регистрировалось на 10, 20, 30 и 40-й минутах вращения.

Режимы управления центрифугой на этапе 4. ЭИ проводились в штатном кресле центрифуги ЦФ-18. На этапах выведения и спуска угол наклона спинки кресла к направлению вектора перегрузки составлял  $78^\circ$  (рис. 2, 4). После моделирования отделения двигателя 3-й ступени кресло испытателя переводилось в положение  $105^\circ$  к направлению вектора перегрузки (антиортостаз  $-15^\circ$ ). Орбитальный участок моделировался по ранее описанному режиму 1 (рис. 3). Все три этапа проводились без остановки центрифуги (рис. 5).

График выведения ПКА представляет типовой профиль перегрузок при выведении ТПК «Союз» на околоземную орбиту, график спуска ПКА – типовой профиль при возвращении спускаемого аппарата ТПК «Союз» на Землю. Максимальная перегрузка при вращении по графику выведения составляет 4,0 ед., общее время вращения составляет около 9 минут. Максимальная перегрузка при вращении по графику спуска составляет около 4,5 ед., общее время вращения составляет около 6 минут.

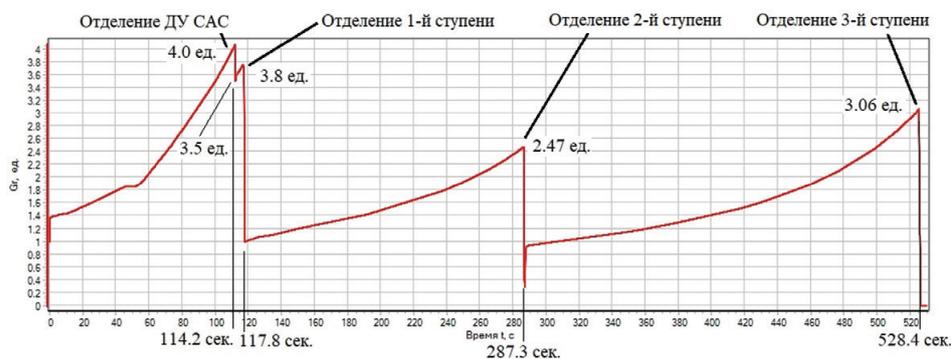


Рис. 2. График выведения ПКА

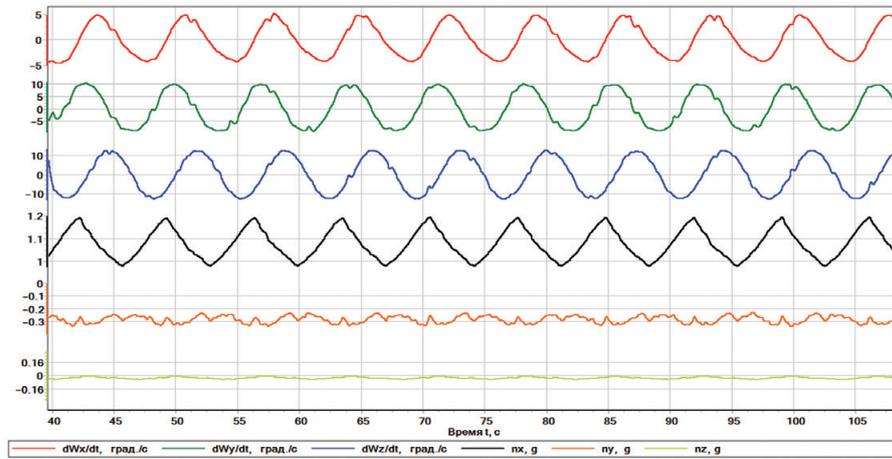


Рис. 3. Вращение по режиму 1

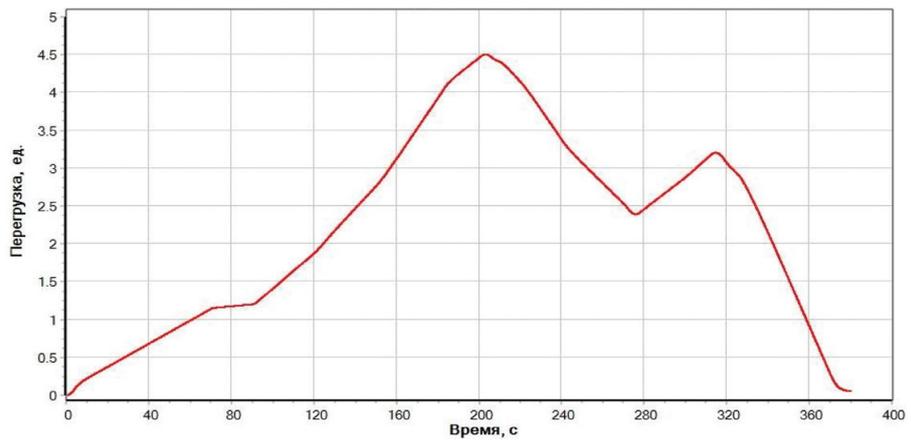


Рис. 4. График спуска ПКА

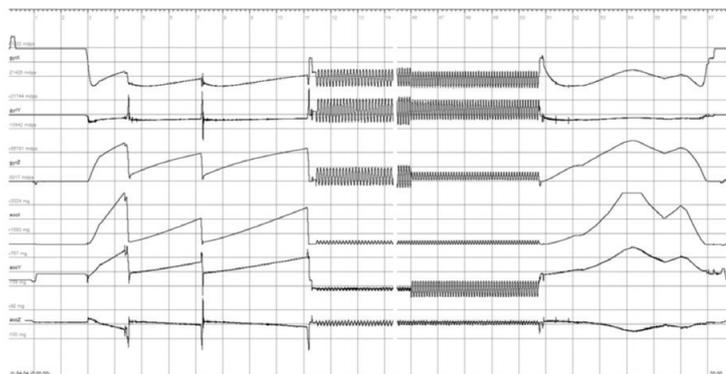


Рис. 5. Сквозное моделирование этапов космического полета

Для проведения ЭИ предварительно были отработаны и решены следующие задачи по доработке кабины ЦФ-18:

- для размещения и обеспечения работоспособности медицинской аппаратуры – портативного аппарата УЗИ в кабине центрифуги;
- размещения и обеспечения фиксации на время вращения центрифуги одновременно испытателя в штатном кресле кабины центрифуги и врача в дополнительном кресле, устанавливаемом на время экспериментов, для выполнения УЗИ диагностики на этапе 2;
- передачи видеоизображения с экрана аппарата УЗИ, находящегося в кабине центрифуги, на монитор в пультовую комнату;
- размещения и обеспечения работоспособности аппаратуры для проведения оптокинетических тестов во время вращения ЦФ-18 – ноутбука, проектора и экрана к нему в кабине центрифуги на этапе 3.

### **Статистическая обработка полученных данных**

Для каждого показателя рассчитывали среднее значение ( $\bar{X}$ ) и стандартное отклонение ( $\sigma$ ). Оценку достоверности различий между результатами, полученными после пребывания испытуемых на ортостоле и после вращений на центрифуге ЦФ-18, осуществляли на основе применения непараметрических методов описательной статистики в программе Statistica 10.

Критерий Уилкоксона применяли при сравнении показателей внутри группы до и после воздействия, критерий Манна – Уитни – при сравнении данных после воздействия между группами. Достоверными считались различия при  $P < 0,05$ .

### **Результаты и обсуждение**

На первом этапе ЭИ на ортостоле были получены объективные и субъективные показатели перераспределения крови в краниальном направлении, которые сравнивались с аналогичными показателями, зарегистрированными на втором этапе ЭИ.

Сравнительная характеристика субъективной оценки перераспределения крови испытуемыми при АОП  $-15^\circ$  на ортостоле и на ЦФ представлен на рис. 6. По субъективной оценке степень выраженности перечисленных явлений и количество их проявлений при вращениях на ЦФ была незначительно ниже, чем на ортостоле. Возможно, это связано с некоторым эффектом тренируемости, т. к. повторные ЭИ по перераспределению крови проводились через несколько дней после исследования гемодинамики на ортостоле.

Объективно у всех испытуемых наблюдали гиперемия кожи лица и особенно шеи: отмечалась одутловатость лица, набухание шейных вен, изменение тембра голоса. Выраженность всех явлений нарастала с увеличением продолжительности АОП и достигала максимума к 20-й минуте АОП, в дальнейшем оставаясь без изменений.

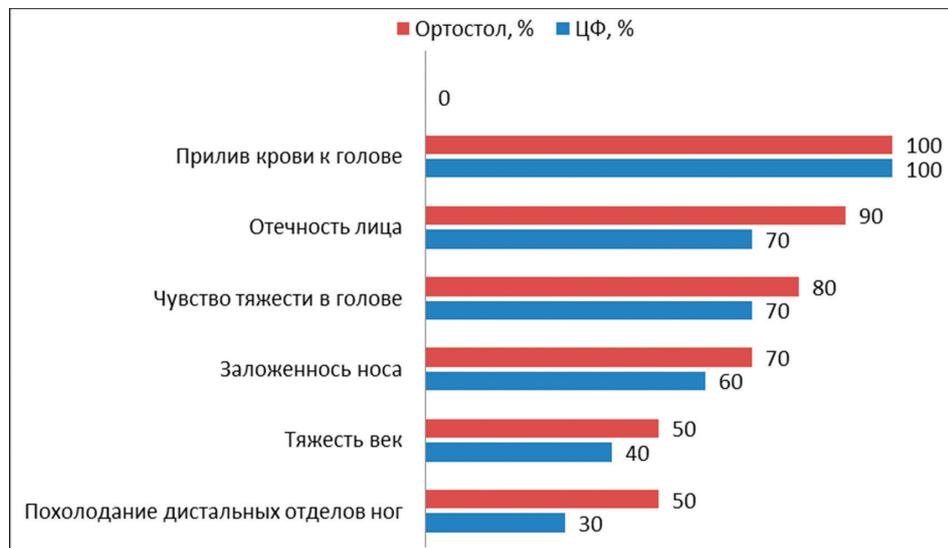


Рис. 6. Субъективная оценка перераспределения крови испытуемыми на ортостоле и ЦФ

Физиологические реакции испытуемых при 40-минутном пребывании на ортостоле и на ЦФ в положении  $-15^\circ$  представлены в табл. 2, 3 соответственно.

Таблица 2

Изменение показателей гемодинамики на ортостоле ( $X \pm \sigma$ )

Показатели	Фон	Время, мин				0°
		10	20	30	40	
ЧСС, уд./мин	64,7 ± 13,8	63,8 ± 13,2	62,0 ± 13,5	60,1 ± 13,5	59,5 ± 14,0	65,4 ± 14,7
АД сист., мм рт. ст.	128,9 ± 11,4	129,3 ± 11,9	127,4 ± 11,3	129,2 ± 10,0	131,5 ± 8,7	130,6 ± 9,9
АД диаст., мм рт. ст.	77,2 ± 11,6	77,9 ± 10,7	72,6 ± 9,0	76,2 ± 11,7	79,7 ± 10,8	79,3 ± 9,9
АД сред., мм рт. ст.	98,9 ± 17	95,0 ± 10,2	90,9 ± 8,8	93,7 ± 10,5	97,0 ± 8,5	96,9 ± 8,9
dЛА, см	2,1 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1*	2,1 ± 0,1
эУО, мл	77,7 ± 11,5	87,9 ± 11,0	89,4 ± 10,5	89,2 ± 10,8	89,9 ± 10,6*	76,4 ± 10,4
УИ ср., мл/м <sup>2</sup>	38,3 ± 5,7	43,2 ± 6,2	44,0 ± 6,1	43,9 ± 5,8	44,2 ± 5,9*	37,9 ± 5,9
МОК ср. л/мин	4,9 ± 0,7	5,5 ± 0,7	5,3 ± 0,7	5,2 ± 0,7	5,4 ± 0,7*	4,8 ± 1,0

\* Различия достоверны от фона при  $P < 0,05$ .

Таблица 3

Изменение показателей гемодинамики во время вращения на ЦФ ( $X \pm \sigma$ )

Показатели	Фон	Время, мин				0°
		10	20	30	40	
ЧСС, уд./мин	66,1 ± 14,7	62,5 ± 14,0	61,8 ± 14,9	61,2 ± 14,1	60,8 ± 15,0	66,0 ± 14,9
АД сист., мм рт. ст.	133,1 ± 10,1	129,6 ± 10,1	128,2 ± 8,3	131,5 ± 11,3	127,6 ± 9,9	132,6 ± 9,3
АД диаст., мм рт. ст.	78,1 ± 8,9	80,0 ± 9,4	80,7 ± 11,9	78,8 ± 8,5	80,2 ± 8,3	78,0 ± 8,9
АД сред., мм рт. ст.	96,4 ± 7,6	96,5 ± 9,5	96,5 ± 10,5	96,3 ± 14,8	96,0 ± 8,5	96,2 ± 7,8
dЛА, см	2,1 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1*	2,1 ± 0,1
эУО, мл	76,1 ± 9,5	84,2 ± 11,4	87,7 ± 11,3	88,5 ± 11,7	87,7 ± 10,7*	76,0 ± 9,6
УИ ср., мл/м <sup>2</sup>	37,4 ± 5,1	41,9 ± 6,4	43,6 ± 6,5	44,0 ± 6,7	43,6 ± 6,0*	34,6 ± 5,3
МОК ср., л/мин	4,9 ± 0,9	5,3 ± 0,8	5,4 ± 0,8	5,5 ± 0,9	5,4 ± 0,9*	4,9 ± 0,9

\* Различия достоверны от фона при  $P < 0,05$ .

Зарегистрированные изменения показателей гемодинамики были однонаправленными и одинаковыми по глубине сдвигов на ортостоле и во время вращения на ЦФ, что дает нам право говорить о соответствии эффектов перераспределения крови в краниальном направлении.

Как видно из табл. 2, 3, по сравнению с исходными данными, ЧСС в течение всего времени пребывания в АОП имела тенденцию к снижению с последующим восстановлением при переводе в 0°. Артериальное давление оставалось достаточно стабильным на протяжении всего ЭИ как на ортостоле, так и при вращении на ЦФ.

Что касается УО как основного показателя перераспределения крови, в нашем исследовании, отмечалось его достоверное увеличение по сравнению с исходными данными с момента перевода в АОП со стабилизацией к 20-й минуте, в дальнейшем оставаясь без изменений ( $P < 0,05$ ). В положении 0° показатель УО возвращался к исходному уровню. На 40-й минуте ЭИ показатель УО был максимально увеличен на 12,2 мл на ортостоле (рост 16,2 %) и на 11,6 мл на ЦФ-18 (рост 16,9 %) от исходных данных.

На 1-м и 2-м этапах ЭИ dЛА достоверно увеличился с  $2,1 \pm 0,1$  см на 9,5 % с 10-й минуты, и в дальнейшем стабилизировался на новом уровне  $2,3 \pm 0,1$  см до конца исследования, вернувшись к первоначальным показателям после восстановления исходного положения.

Динамика показателей УИ и МОК, которые являются расчетными показателями, соответствовала динамике ЧСС и УО. Отмечался их достаточно быстрый рост по сравнению с исходными данными к 10-й минуте с последующей относительной стабилизацией показателей на новом уровне.

Прирост УИ на ортостоле составил к 40-й минуте 5,9 мл/м<sup>2</sup> (15,9 %), на ЦФ-18 – 6,2 мл/м<sup>2</sup> (16,9 %) при  $P < 0,05$ . МОК увеличивался к 40-й минуте на 0,5 л/мин ( $P < 0,05$ ), что составило 11,5 на ортостоле и 11,6 % на ЦФ-18.

Анализ ЭКГ показал, что в большинстве случаев на обоих этапах увеличивалась конечная часть желудочкового комплекса и амплитуда зубца Т. На фоне синусовой брадикардии интервал RST был несколько укорочен. В единичных случаях было обнаружено замедление внутрижелудочковой проводимости, которое выражалось в «уширении» желудочкового комплекса. Эти изменения носили функциональный характер и исчезали после перевода испытуемых в горизонтальное положение.

Медицинский осмотр после проведения ЭИ отклонений в состоянии здоровья не выявил. Все испытуемые жалоб не предъявляли, самочувствие оставалось хорошим. Показатели гемодинамики практически не отличались от фоновых.

Таким образом, при сравнении основных показателей гемодинамики зарегистрировано совпадение их изменений по динамике и по степени выраженности, свидетельствующие о том, что эти показатели сопоставимы, а отклонениями можно пренебречь. Отмечалась тенденция к брадикардии, росту УО, МОК.

Результаты анкетирования испытуемых после вращений по 3-му этапу представлены на рис. 7.

При анализе данных отмечается более выраженное проявление симптомов, связанных с вестибулосенсорным конфликтом, при вращениях по режиму 1 у всех испытуемых. Более того, в двух случаях при вращениях по режиму 1 из-за выраженного дискомфорта со стороны испытуемого вращения были досрочно прекращены, ЦФ остановлена. После остановки ЦФ явления дискомфорта исчезли.

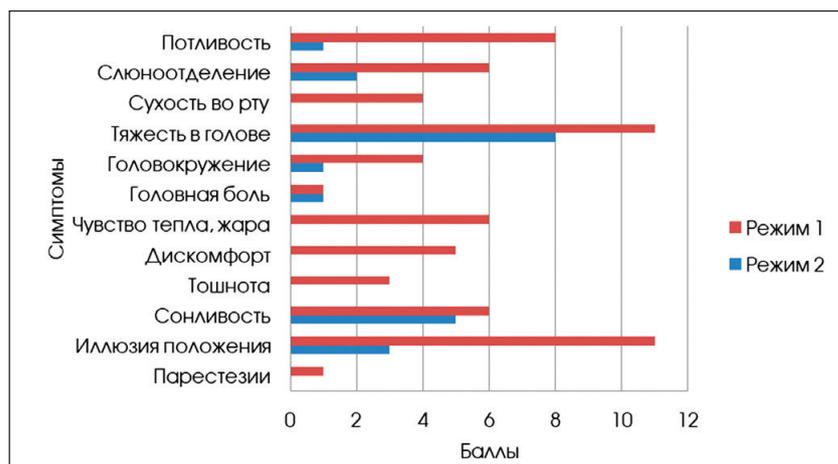


Рис. 7. Субъективная оценка переносимости вращений по режиму 1 и 2 испытуемыми по результатам анкетирования

При анализе шести основных параметров стабиллограмм для каждого испытуемого оценивалось процентное изменение каждого из показателей стабиллографического исследования до и после вращения.

Наиболее показательным параметром при анализе стабиллометрического обследования является показатель качества функции равновесия (КФР). Его уменьшение свидетельствует о вестибулярных изменениях, приводящих к ухудшению поддержания вертикальной позы.

При режиме 1 отмечена тенденция к ухудшению КФР у 80 % испытуемых, увеличение разброса по сагиттали, снижение средней линейной скорости перемещения центра давления. По остальным параметрам в различных тестах наблюдались изменения, но они не имеют однозначной выраженной тенденции.

При режиме 2 ухудшение КФР не обнаружено, значительно меняется только разброс по сагиттали. Остальные параметры имеют сильный разброс без явных тенденций к увеличению или уменьшению.

Результаты выполнения оптокинетического теста представлены в табл. 4, 5.

Таблица 4

Результаты оптокинетического теста при режиме 1

Размерности	«полосы влево»		«полосы вправо»	
	до	после	до	после
Средняя скорость движения зрачка, град/с	8,72	7,35	8,64	8,92
Среднеквадратичное отклонение, град/с	1,32	0,98	1,1	1,82
Доля проб со снижением средней скорости прослеживания	70 %		60 %	

При режиме 1 выявлено снижение средней скорости прослеживания у 70 % испытуемых в тесте «полосы влево» и у 60 % в тесте «полосы вправо».

Таблица 5

Результаты оптокинетического теста при режиме 2

Размерности	«полосы влево»		«полосы вправо»	
	до	после	до	после
Средняя скорость движения зрачка, град/с	8,66	7,8	8,61	8,12
Среднеквадратичное отклонение, град/с	1,56	1,34	2,03	1,97
Доля проб со снижением средней скорости прослеживания	60 %		50 %	

При режиме 2 выявлено снижение средней скорости прослеживания у 60 % испытуемых в тесте «полосы влево» и у 50 % в тесте «полосы вправо».

Уменьшение средней скорости прослеживания после вращений при предъявлении одинакового стимула означает уменьшение времени четкого видения, следовательно, и объема высокодетализированной зрительной

информации. Этот вывод можно сделать из того, что для получения информации с центральной зоны сетчатки глаза необходимо стабилизировать изображение объекта. Следовательно, рассогласование скоростей должно быть минимально. При неизменной скорости оптокинетической стимуляции снижение средней скорости прослеживающих движений равносильно увеличению относительной скорости изображения объекта на сетчатке глаза.

Отмеченная закономерность может означать, что непривычная для человека композиция вестибулярных раздражителей значимо влияет на управление глаздвигательной системой при вращении ЦФ по режиму 1.

При анализе окулограмм в тестах «слежение за точкой» оценивалось в первую очередь качество слежения за целью – скорость слежения и гладкость слежения (наличие саккад). Предполагалось, что функциональные изменения вестибулоокулярной системы приведут к изменению качества прослеживания за целью. После проведенного анализа показано, что качество прослеживания за целью достоверно не изменилось.

Таким образом, вращение испытуемого по режиму 1 вызывает более выраженное воздействие на рецепторы вестибулярного аппарата и приводит к возникновению вестибулярных расстройств, также наблюдаемых во время невесомости.

Во время итогового сквозного непрерывного вращения на 4-м этапе ЭИ самочувствие всех испытуемых оставалось хорошим, жалоб на состояние здоровья не предъявляли. Реакция сердечно-сосудистой системы была адекватной предъявляемым нагрузкам (табл. 6). Максимально зарегистрированные значения ЧСС и АД соответствуют пикам воздействия перегрузок.

Таблица 6

Показатели сердечно-сосудистой системы испытуемых при сквозном моделировании полета на ЦФ

Показатель	ЧСС	АД сист.	АД диаст.	АД средн.
Фон	77,7 ± 13,4	138,1 ± 7,1	79,8 ± 10,1	99,2 ± 7,2
Пуск	75,6 ± 14,8	129,5 ± 7,4	75,2 ± 9,4	93,3 ± 8,2
Сброс 1-й ступени	83,3 ± 15,8	149,7 ± 15,0	86,3 ± 12,1	107,4 ± 10,9
« 2-й ступени	77,8 ± 12,7	141,9 ± 8,0	85,1 ± 8,8	104,0 ± 8,2
« 3-й ступени	76,0 ± 15,7	146,0 ± 7,9	86,3 ± 9,5	106,2 ± 8,0
10 мин	68,0 ± 12,3	132,3 ± 8,8	80,8 ± 8,2	97,9 ± 7,8
20 мин	66,5 ± 12,5	130,7 ± 7,4	77,8 ± 10,9	95,4 ± 9,2
30 мин	65,0 ± 12,0	131,9 ± 9,2	79,2 ± 9,4	96,7 ± 8,9
40 мин (пуск)	64,5 ± 12,7	132,6 ± 9,2	79,3 ± 7,9	97,0 ± 7,5
Пик 1	73,9 ± 14,0	159,1 ± 16,9	95,4 ± 12,3	116,6 ± 11,2
Пик 2	71,5 ± 12,9	151,2 ± 10,4	92,7 ± 11,0	112,2 ± 9,9
Остановка	66,5 ± 10,9	137,0 ± 7,6	82,8 ± 10,9	100,8 ± 9,1
5 мин после	70,4 ± 14,7	142,2 ± 9,1	85,7 ± 9,9	105,2 ± 8,5

Медицинский осмотр после проведения ЭИ отклонений в состоянии здоровья не выявил. Все испыталы жалоб не предъявляли, самочувствие оставалось хорошим. Показатели гемодинамики практически не отличались от фоновых.

## Выводы

В процессе выполнения ЭИ по сквозному моделированию этапов космического полета определены:

1. Количественные показатели гемодинамики и зарегистрированы их изменения на ортостоле.
2. Условия и технические параметры управления центрифугой ЦФ-18 для воспроизведения гемодинамических изменений, зарегистрированных на ортостоле при вращении на центрифуге.
3. Технические параметры управления центрифугой ЦФ-18 для моделирования вестибулосенсорного конфликта на фоне гемодинамических изменений на центрифуге ЦФ-18.
4. Разработана и апробирована технология реализации на центрифуге ЦФ-18 сквозного моделирования этапов космического полета.

Полученные результаты позволяют предложить использование сквозного моделирования этапов космического полета в практике отбора и подготовки космонавтов:

- как ознакомительное вращение на этапе подготовки к космическому полету;
- для разработки рекомендаций в рамках пролонгированного отбора космонавтов на всех этапах подготовки;
- как тренировочные вращения на завершающем этапе предполетной подготовки экипажей, что повысит достоверность пролонгированного отбора за счет использования расширенного количества объективных показателей функционального состояния космонавта на всех этапах сквозного моделирования космического полета <sup>1</sup>.

## ЛИТЕРАТУРА

- [1] Физиологические проблемы невесомости / Под ред. О.Г. Газенко, И.И. Касьяна. – Москва: Медицина, 1990. – С. 15–48.
- [2] Григорьев, А.И. Регуляция сердечно-сосудистой системы человека в условиях микрогравитации / А.И. Григорьев, А.Д. Егоров // Вестник РАМН. – 2002. – № 6. – С. 52.
- [3] Котовская, А.Р. Особенности адаптации и дезадаптации сердечно-сосудистой системы человека в условиях космического полета / А.Р. Котовская, Г.А. Фомина // Физиология человека. – 2010. – Т. 36, № 2. – С. 78.

<sup>1</sup> Авторы выражают благодарность Т.Б. Кукобе за помощь в статистической обработке полученных данных и А.В. Беляеву за подготовку кабины центрифуги ЦФ-18 к проведению ЭИ.

- [4] Котовская, А.Р. Взаимосвязь физиологических реакций космонавтов при действии перегрузок  $+g_x$  на участке спуска с орбиты на землю с гемодинамическими перестройками в условиях кратковременной невесомости / А.Р. Котовская, И.Ф. Виль-Вильямс, Г.А. Фомина // *Авиакосмическая и экологическая медицина*. – 2005. – Т. 39, № 2. – С. 9–15.
- [5] Котовская, А.Р. Прогнозирование ортостатической устойчивости человека по изменениям артериальной и венозной гемодинамики в условиях невесомости / А.Р. Котовская, Г.А. Фомина // *Физиология человека*. – 2013. – Т. 39, № 5. – С. 25–25.
- [6] Математические задачи динамической имитации аэрокосмических полетов / В.В. Александров, Л.И. Воронин, Ю.Н. Глазков [и др.]; под ред. В.А. Садовниченко. – Москва: Изд-во МГУ, 1995. – 158 с.
- [7] Математическое моделирование физиологических систем и динамическая имитация сенсорного конфликта невесомости / В.А. Садовничий, В.В. Александров, Т.Б. Александрова, Т.Г. Астахова [и др.] // *Фундаментальная и прикладная математика*. – 1997. – Т. 3, № 1. – С. 129–147.

## REFERENCES

- [1] *Physiological Problems of Weightlessness* / Ed. O.G. Gazonko, I.I. Kasyan. – Moscow: Medicine, 1990. – P. 15–48.
- [2] Grigoriev, A.I. Regulation of the Human Cardiovascular System in Microgravity / A.I. Grigoriev, A.D. Egorov // *Vestn. RAMS*. – 2002. – No 6. – P. 52.
- [3] Kotovskaya, A.R. Features of Adaptation and Maladaptation of the Human Cardiovascular System Under Spaceflight Conditions / A.R. Kotovskaya, G.A. Fomina // *Human Physiology*. – 2010. – Vol. 36, No 2. – P. 78.
- [4] Kotovskaya, A.R. Interrelation of Physiological Reactions of Cosmonauts Under the Impact of Overloads  $+g_x$  During the Descent Phase with Hemodynamic Changes Under Short-Term Weightless Conditions / A.R. Kotovskaya, I.F. Wil-Williams, G.A. Fomina // *Aerospace and Environmental Medicine*. – 2005. – Vol. 39, No 2. – P. 9–15.
- [5] Kotovskaya, A.R. Prediction of Human Orthostatic Stability According to Changes in Arterial and Venous Hemodynamics Under Weightless Conditions / A.R. Kotovskaya, G.A. Fomina // *Human Physiology*. – 2013. – Vol. 39, No 5. – P. 25–25.
- [6] *Mathematical Problems of Dynamic Simulation of Aerospace Flights* / V.V. Alexandrov, L.I. Voronin, Yu.N. Glazkov [et al.]; ed. V.A. Sadovnichy. – Moscow: Moscow State University Publishing House, 1995. – 158 p.
- [7] *Mathematical Modeling of Physiological Systems and Dynamic Simulation of Sensory Conflict of Weightlessness* / V.A. Sadovnichy, V.V. Aleksandrov, T.B. Aleksandrova, T.G. Astakhova [et al.] // *Fundamental and Applied Mathematics*. – 1997. – Vol. 3, No 1. – P. 129–147.