

МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ДИНАМИЧЕСКОГО КОМПОНЕНТА СИЛЫ ТЯЖЕСТИ ДЛЯ АВИАКОСМИЧЕСКИХ ЦЕНТРИФУГ

© 2006 В. А. Акулов

Самарский государственный технический университет

Разработана методика оценки адекватности динамического компонента искусственной и естественной силы тяжести (авиакосмические центрифуги и поверхность Земли). Получены распределения амплитудных значений антеградного и ретроградного потоков в артериях по продольной координате и их отклик на внешние возмущения - оргопробы. Сформулированы рекомендации к программам экспериментов на короткорadiusных центрифугах.

Разработка активных методов борьбы с негативными последствиями длительной невесомости относится к числу актуальных проблем пилотируемой космонавтики. Речь идет о создании искусственной силы тяжести (ИСТ) на борту космического аппарата с помощью центрифуг короткого радиуса (ЦКР) [1, 2]. В этом случае человек перемещается из привычной для него вращающейся среды (поверхности Земли) в ее физическую модель - ЦКР. Как оказалось, реализация этой идеи сопряжена с преодолением значительных затруднений, обусловленных различием в структуре земной силы тяжести (ЗСТ) и ИСТ. ЗСТ однородна и характеризуется постоянством перегрузки G в пределах роста человека ($G = 1$). В условиях ЦКР искусственно созданная перегрузка в направлении «голова – ноги» переменна и изменяется по величине от нуля (ось вращения, уровень переносицы) до максимального значения G_{max} (уровень стопы), которое зависит от роста испытуемого и частоты вращения ротора. Поскольку в условиях Земли перепад перегрузки отсутствует, а на ЦКР он значителен (100%), адекватность ИСТ и ЕСТ в терминах «силы тяжести» является условным понятием.

Предлагается качественно иная методология оценки адекватности ЗСТ и ИСТ, основанная на следующем подходе. ИСТ не является самоцелью, поскольку она призвана обеспечить воспроизведение «земных» величин жизненно важных параметров человека. Поэтому наряду с учетом закономерностей (факторов) вращения следует учитывать «человеческий» фактор. В итоге формируются

две эргатические системы, подлежащие анализу: «человек – Земля» и «человек – ЦКР». Кровь, как свидетельствует многолетний опыт космических полетов, является наиболее подвижной тканью организма, чутко реагирующей на вариации силы тяжести [2]. Кроме того, принимаем во внимание то обстоятельство, что негативному воздействию невесомости подвержены, прежде всего, нижние конечности [1, 2]. Поэтому в дальнейшем рассматриваются аспекты, связанные с воспроизведением на ЦКР параметров кровообращения именно в этой области тела.

В целях удобства и наглядности проведем декомпозицию гемодинамики нижних конечностей на две составляющие: «статическую» и «динамическую». Первая из них, обусловленная гидростатическим (Земля) и «инерционным» напором (ЦКР), представлена, например, в работах [5, 6]. Предлагается методика оценки адекватности «динамической» составляющей, которая обусловлена насосной функцией сердца и сосудов. В дальнейшем будем именовать ее «динамической адекватностью» («ДА»). В основу методики положены три принципа. Во-первых, ускорения силы тяжести, традиционно выполнявшие функции выходных параметров, переведены в разряд промежуточных с замещением их на жизненно важные параметры организма человека. Во-вторых, для количественной оценки нестационарной составляющей привлечена линейная скорость кровотока (ЛСК), представляющая собой осредненную по поперечному сечению артерий скорость. ЛСК является понятной медперсоналу физической величиной, обладает значительной

диагностической ценностью, и ее измерение является неинвазивным (бескровность, обусловленная дистанционным проникновением в систему кровообращения с помощью ультразвука). В-третьих, в отличие от традиционно применяемой упрощенной точечной оценки в виде перегрузки G_{max} на уровне стопы [2], учтена распределенность параметров вдоль продольной оси артериальных русел.

На рис. 1 представлена типовая для нижних конечностей схема ЛСК, полученная методами ультразвуковой доплерографии (УЗДГ). Как видно из рисунка, системе кровообращения свойственно существование двух противоположенных потоков. Первый из них, антеградный (основной), направлен от сердца к периферии. Обозначим его амплитудное значение (точка А) через V_{max}^+ , а амплитуду другого, ретроградного потока (точка R) - через V_{max}^- . Известно, что V_{max}^+ и V_{max}^- зависят от ряда факторов, в том числе положения тела человека относительно векторов силы тяжести. В космической медицине обоснованно считается, что объектом имитации (нормой) является вертикальное положение человека (ортостаз). Однако стандартные медицинские методики предусматривают измерение ЛСК в положении «лежа». Поэтому возникает задача по оценке адекватности параметров ЛСК при переходе из положения «лежа» в положение «стоя» (ортостатические пробы) [4]. Предлагается следующий многоступенчатый и многоуровневый алгоритм исследований адекватности нестационарного компонента ИСТ, представленный на рис. 2 в виде графической схемы. Он предусматривает выполнение серии экспери-

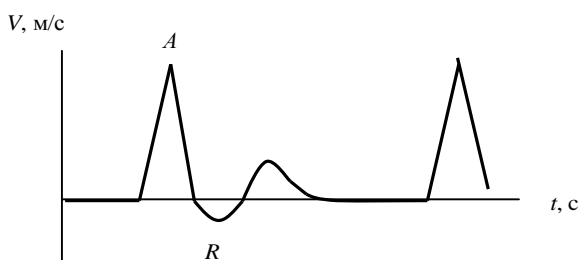


Рис. 1. Типовая зависимость мгновенной скорости кровотока в бедренной артерии по времени в течение сердечного цикла

ментов, обработку данных статистическими методами (одномерный и многомерный анализ), выдачу рекомендаций для принятия решений как в области медицины, так и конструирования перспективных ЦКР. В укрупненном плане алгоритм «ДА» включают в себя выполнение следующих десяти основных процедур.

1. Испытания трех систем с участием человека (1.0): ортостатические пробы (смена положения, 1.1) и вращение на ЦКР с угловыми скоростями ω (1.2). Цель испытаний: получение после обработки эхограмм (2.0) количественных данных о закономерностях распределения нестационарного компонента по длине магистральных сосудов с группировкой испытуемых по признакам «пол» и «возраст» (2.1, 2.2).

2. Статистический анализ значимости отклика на ортопробы с учетом распределенности и группировки данных (3.0).

3. Исследование ЛСК на ЦКР (1.2) с учетом результатов исследований при ортопробах с получением количественных данных о распределении параметров нестационарного компонента в условиях ИСТ (массив SRC1, 2.3).

4. Статистический анализ значимости отличий по схеме «норма – ЦКР» (4.0), где позиция «норма» определяется в результате ортопроб для положения «стоя» (2.2).

5. Формулировка выводов (оценка значимости отличий) по результатам одномерного анализа (3А, 4А) и выдача рекомендаций врачам и разработчикам ЦКР.

6. Выполнение процедур описательной статистики (5.0) с целью обобщенного представления результатов испытаний (1.0 – 2.0) и подготовки данных для многомерного анализа (5.1. – 5.3).

7. Многомерный анализ по схеме «Земля – ЦКР» (дискриминантный и кластерный анализ) (6.0, 7.0).

8. Формулировка выводов по результатам многомерного анализа (7А, 7В). В случае непротиворечивости нулевой гипотезы об отсутствии значимых отличий систем «человек (ортостаз) - Земля» и «человек – ЦКР» выполняются выборочные исследования гемодинамики на предмет допустимости неизбежных отличий (9.0).

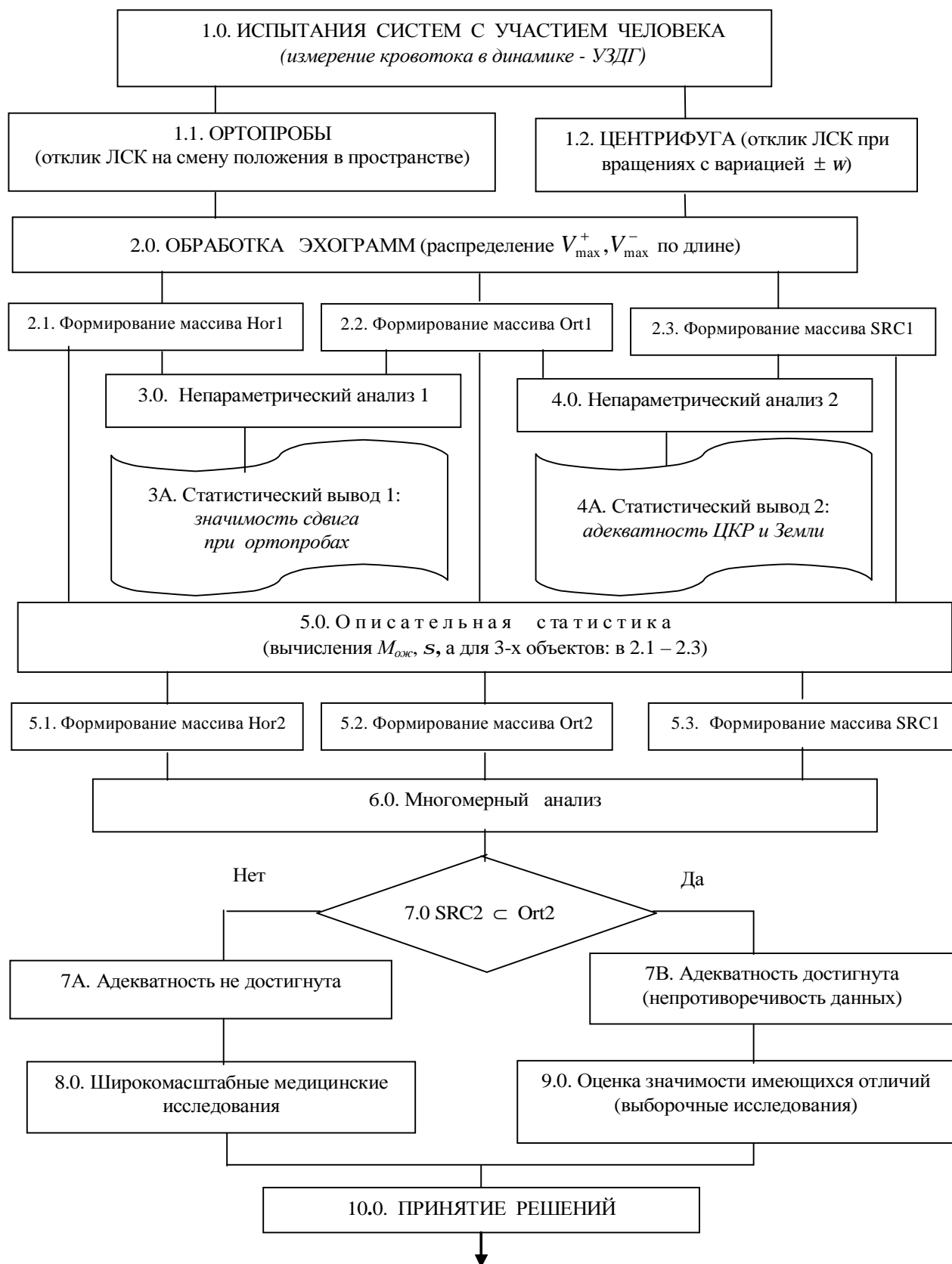


Рис. 2. Схема системного анализа динамического компонента искусственной силы тяжести по методике «ДА»

Условные обозначения массивов (в 2.1 - 2.3; 5.1 - 5.3): Hor – от английского **H**orizont, данные, полученные в горизонтальном положении испытуемого; Ort – от **O**RTo, данные, полученные в вертикальной позе испытуемого; SRC – **S**hort **R**adius **C**entrifuge – аббревиатура англоязычного обозначения ЦКР; номер массива, например, Hor2 означает соответствующий уровень схемы (1.0, 2.0). $M_{ожс}$, S , σ – параметры описательной статистики: математическое ожидание, среднее квадратическое отклонение, ошибка среднего (соответственно)

9. В случае значимых отличий (7А) полученная оценка переходит в категорию число медицинских задач (8.0).

10. Принятие решений (10.0).

Отметим четыре обстоятельства, присущих предлагаемому алгоритму:

- системный и междисциплинарный подход к решению проблемы «ДА»;
- работоспособность на множестве исходных данных и при различных сочетаниях результатов экспериментов;
- служит ориентиром (навигатором) при составлении программ и технологий медико-технических экспериментов;
- выполняет функции навигатора при разработке конструкций перспективных ЦКР.

В настоящее время начата апробация и внедрение предлагаемой методики. Выполнены исследования, предусмотренные пунктами 1.1 (врачи А. Ю. Модин (Москва), Л. А. Кочергина (Самара): 2.0, 2.1, 2.2, 3, 3А, 5.1, 5.2.). Выполнена обработка эхограмм (пункт 2.0 в части ортопроб) и получены данные, характеризующие распределение ЛСК вдоль продольной оси магистральных сосудов ($\underline{z} = z/h$, где \underline{z} – безразмерная продольная координата, z – продольная координата, отсчитываемая от стандартной точки локализации бедренной артерии, h – длина нижней конечности). Распределения построены для четырех групп испытуемых, отличающихся по признакам «пол» и «возраст», т. е. выполнена более глубокая детализация по сравнению с [4].

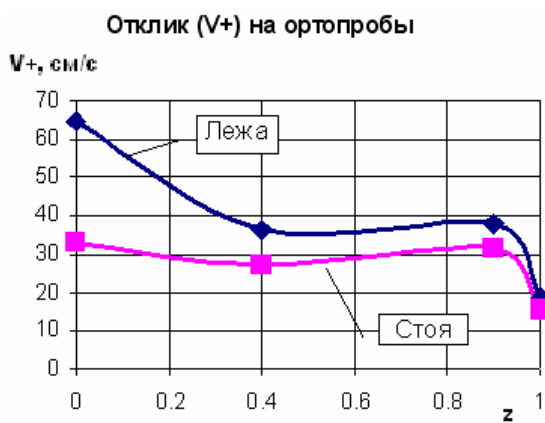


Рис. 3. Пример типового отклика распределений антеградного потока по координате на ортопробы

В качестве иллюстрации на рис. 3 приведены распределения математических ожиданий пиковых значений антеградного потока ($V+$) по координате \underline{z} для группы «женщины старше 40 лет» (12 человек). УЗДГ осуществлялась в четырех стандартных точках: бедренная артерия ($\underline{z} = 0$), подколенная артерия ($\underline{z} = 0,4$), задняя большеберцовая артерия ($\underline{z} = 0,9$) и артерия тыла стопы ($\underline{z} = 1$). Как следует из рисунка 3, отклик на внешнее возмущение (ортостаз) проявляется в виде систематического снижения пиковых значений скорости антеградного потока в первых трех из названных точек. Исключение составляет скорость ($V+$) тыла стопы ($\underline{z} = 1$), которая практически не изменилась.

Как показал непараметрический анализ, выполненный в программной среде STADIA [3], в первых трех точках ($\underline{z} = 0-0,9$) имеет место статистически значимый эффект отклика на ортопробы. Вывод подтверждается критериями знаков и знаково-ранговым критерием Вилкоксона (гипотезы H_1 с вероятностями $p \approx 0,002$ при уровне значимости $\alpha = 0,05$). Исключение составляет точка 4 (тыл стопы, $\underline{z} = 1$), в которой уверенно зафиксировано незначительное смещение медиан распределений (гипотеза H_0 с вероятностями $p \approx 0,34 - 0,41$). Таким образом, весьма значительная по объему статистика ЛСК, накопленная «земной» медициной в части ан-

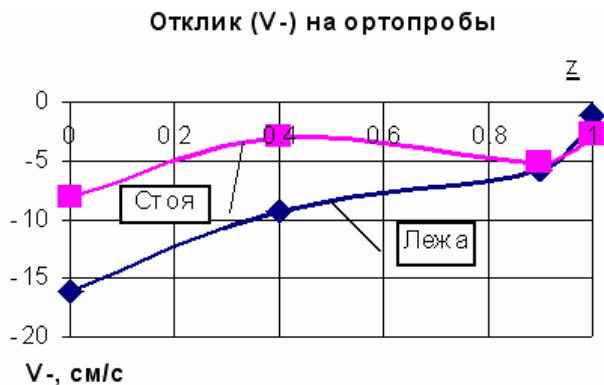


Рис. 4. Пример типового отклика распределений ретроградного потока по координате на ортопробы

теградных кровотоков в сосудах конечностей, оказывается малопригодной для решения задач динамической адекватности. В противоположность этому, в результате ортопроб получены данные, необходимые для оценки динамической адекватности ИСТ и ЗСТ (положение «стоя»).

Как отмечалось ранее, ЛСК характеризуется двумя противоположенными потоками. В связи с этим представляет интерес оценка значимости отклика параметров второго, ретроградного потока (V_{max}^-) на внешнее воздействие. На рис. 4 представлен отклик параметра (V^-) (математические ожидания V_{max}^-) на ортопробы. Как и в случае антеградного потока, наблюдается систематическое снижение пиковых значений ретроградного потока. Причем в сечениях $z = 0$ и $z = 0,4$ (бедренная и подколенная артерии, соответственно) амплитудные значения уменьшаются в два и более раз. Исключения составляют реакции в большеберцовой артерии и артерии тыла стопы. Таким образом, в результате проведенных исследований по предлагаемой методике получены данные, характеризующие динамический компонент ИСТ (антеградный и ретроградный потоки) как объект моделирования на ЦКР, причем с учетом распределенности по z и по четырем группам испытуемых.

В соответствии с процедурой 3.0 следующим этапом методики «ДА» является испытание на ЦКР. Основная трудность заключается в измерении ЛСК с формированием массива SRC1 (2.0, 2.3). Во-первых, в условиях интенсивного вращения приходится отказаться от обычной, хорошо апробированной в медицине схемы «врач – пациент». В качестве выхода из создавшегося затруднения предусмотрено прямое участие врачей-специалистов по УЗДГ - в роли испытателей. В этой связи отметим, что, располагая результатами ортопроб для четырех групп испытуемых (2.2, 3.0, 3А), имеем весьма широкие возможности по организации и проведению исследований на ЦКР и, соответственно, продолжению переходов по алгоритму «ДА».

Опыт, накопленный в ходе реализации предлагаемого алгоритма, позволил сформулировать ряд рекомендаций, которые приняты во внимание при составлении программ экспериментов на ЦКР. Прежде всего, необходимо сформировать однородные группы по признакам «пол» и «возраст». Кроме того, учитывая значимость отклика гемодинамики на ортопробы, следует выполнить УЗДГ контрольной группы непосредственно перед вращениями, причем в вертикальном положении. С целью исключения систематических погрешностей измерений (погрешность метода, фильтрация высокочастотных составляющих сигнала и т. п.) запланировано измерение ЛСК на Земле и ЦКР единым комплектом портативной аппаратуры.

Обсуждая специфику методики «ДА», важно отметить, что она предусматривает различные сценарии из числа возможных. Так, например, если на ЦКР подтвердятся закономерности распределения V_{max}^+ по длине (существенный отклик в сечении $z = 0$; эквивалентность отклика в сечениях $z = 0,4$ и $z = 0,9$; несущественный отклик в сечении $z = 1$), для чего необходимо проведение 5...7 испытаний, то имеется возможность уменьшить объемы исследований и сократить номенклатуру измеряемых параметров вплоть до одного. Этим параметром является ЛСК бедренной артерии, который обладает наиболее выраженным откликом (рис. 3) и удобным доступом для процедур УЗДГ, что немаловажно в условиях вращения.

В противном случае динамическое моделирование переходит в категорию медицинских задач, что потребует выполнения весьма значительного объема медицинских исследований. Однако и в этом случае предлагаемый алгоритм найдет свое применение.

Что касается процедуры принятия решений, то она является стандартной для информационных технологий. В любом случае принятое решение будет базироваться на предлагаемом алгоритме, и при этом в самых сложных ситуациях, а также при исследованиях на бортовых ЦКР будут выполняться его отдельные позиции.

Список литературы

1. О. Г. Газенко, А. И. Григорьев, А. Д. Егоров. // От 108 минут до 438 суток и далее... (к 40-летию полета Ю. А. Гагарина) / Авиакосм. и эколог. мед. - 2001. Т. 35, №2. - С. 10-11.
2. А. Р. Котовская, А. А. Шипов, И. Ф. Виль-Вильямс. Медико-биологические аспекты проблемы создания искусственной силы тяжести. - М: Слово, 1986. - С. 203.
3. А. П. Кулаичев. Методы и средства анализа данных в среде Windows STADIA 6.0. - М: НПО «Информатика и компьютеры», 1996.
4. А. Ю. Модин, В. С. Шашков. Влияние гравитации на линейную скорость кровотока в артериальном русле здорового человека // Авиакосм. и эколог. мед. - 2002. Т. 36, №4. - С. 26-29.
5. В. А. Акулов. Гравитационная терапия: четыре аспекта моделирования гемодинамики конечностей // Вестник Самарск. гос. аэрокосм. университета. - 2004. №1 (5). - С. 61-67.
6. В. А. Акулов. Биомеханический критерий адекватности модельной и естественной силы тяжести // Авиакосмическая и экологическая медицина. - 2005. №1.