Math-Net.Ru

Общероссийский математический портал

В. А. Акулов, Исследование гемодинамики нижних конечностей в условиях гипергравитации методами вычислительного эксперимента, *Вестн. Сам. гос. техн. ун-та. Сер. Физ.-мат. науки*, 2000, выпуск 9, 161–168

DOI: <https://doi.org/10.14498/vsgtu43>

Использование Общероссийского математического портала Math-Net.Ru подразумевает, что вы прочитали и согласны с пользовательским соглашением
<http://www.mathnet.ru/rus/agreement>

Параметры загрузки:

IP: 34.229.108.108

26 апреля 2023 г., 13:42:49

В. А. Акулов

ИССЛЕДОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ В УСЛОВИЯХ ГИПЕРГРАВИТАЦИИ МЕТОДАМИ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОГО ЭКСПЕРИМЕНТА

Выполнено математическое, аппаратное и техническое обеспечение в поддержку нового физиотерапевтического метода в травматологии и ортопедии – гравитационной терапии. Разработана соответствующая концепция и структура информационно-измерительного и вычислительного комплекса. Выполнены пилотные модельные и клинические испытания системы.

Гравитационная терапия (ГТ) является новым физиотерапевтическим средством в травматологии и ортопедии [1, 2]. Основу лечебного эффекта составляет принудительное нагнетание крови в нижние конечности, которое обеспечивается искусственной гравитацией, создаваемой в кранио-каудальном направлении («голова- ноги») специализированной центрифугой.

В результате дополнительного притока крови, а многие проблемы в травматологии и ортопедии связаны именно с недостаточным кровообращением пораженных участков, происходит «активное развитие коллатерального кровообращения, образование новых сосудов микроциркуляторного русла, что устраняет ишемию тканей, улучшает метаболизм» [2].

Эффективность ГТ, ближайшие и отдаленные перспективы ее развития в значительной степени зависят от уровня информационного обеспечения. В связи с этим выполнена серия исследований на междисциплинарном уровне (медицина- техника), и некоторые из полученных результатов приводятся в данной статье. В частности, впервые предложена концепция *автоматизированной системы научных исследований в гравитационной терапии (АСНИ ГТ)*¹.

Постановка задачи

Цель исследований - разработка концепции и структуры информационно-измерительного комплекса, оснащенного АСНИ, для лечебных центрифуг нового поколения

Задачи исследований следующие:

разработка блок- схемы информационно- измерительного комплекса, оснащенного автоматизированной системой научных исследований в гравитационной терапии (АСНИ ГТ);
разработка математической модели системы кровообращения нижних конечностей с учетом гравитации в кранио-каудальном направлении:

- построение расчетной схемы системы кровообращения конечностей;
- вывод дифференциальных уравнений относительного покоя элемента крови;
- построение силовой схемы, включающей в себя результирующую силу, приложенную к элементу крови, и ее составляющие;
- получение интегральных зависимостей инерционного напора и уровней перегрузки от локализации сечений и частоты вращения ротора (прямая и обратная задачи);
- проверка адекватности математической модели на фантомах² системы кровообращения (методика проверки, экспериментальные исследования);

разработка программы с интерфейсом Windows, обеспечивающей технологию вычислительного эксперимента для целей практической и экспериментальной медицины, в их числе предпосылки для медико-технического обоснования проектов перспективных центрифуг и разработка подходов к выявлению скрытых закономерностей гемодинамики в условиях ГТ.

Предмет исследований - система кровообращения нижних конечностей человека в условиях искусственной гипергравитации³, создаваемой специализированной центрифугой короткого радиуса действия.

¹ Под АСНИ понимается человеко-машинная, программно-аппаратная система определенного целевого назначения, реализованная на базе средств вычислительной техники.

² Под фантомами понимаются физические модели системы кровообращения, смонтированные на центрифуге.

³ Термин «гипергравитация» введен разработчиками ГТ для отличия естественной и искусственной гравитации.

Структура информационно - измерительного комплекса

На рис. 1 представлена укрупненная блок-схема предлагаемого информационно-измерительного комплекса (ИИК ГТ).

Краткая характеристика каждого из информационных блоков приведена в табл. 1.

Р и с. 1. Блок- схема информационно-измерительного комплекса лечебной центрифуги

Таблица 1

Основные функции информационно- измерительного комплекса ГТ

№ п/п	Наименование	Функции
1	<i>ИНФОРМАЦИОННО- ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ГРАВИТАЦИОННОЙ ТЕРАПИИ</i>	
2	Контроль состояний пациентов	Измерение и регистрация номинального перечня медицинских показателей ⁴ . Перечень параметров определяется врачом (АД, ЧСС, ЭКГ, оксигенация тканей, работа мышц и т. д.)
3	Тревожная сигнализация (Alarm)	Выдача сигнала в случае критического состояния пациента, требующего прекращения терапии
4	<i>АСНИ В ГРАВИТАЦИОННОЙ ТЕРАПИИ</i>	
4 а	Модель большого круга	Математическая модель системы кровообращения нижних конечностей в условиях ГТ
4 б	Расчет гравитационных характеристик	Решение прямой и обратной задачи (формулы (1- 4))
4 в	Модели оптимизации	Построение и применение индивидуализированной стратегии и тактики лечения
4 г	Обработка и хранение телеметрических данных	Измерение и регистрация расширенного перечня параметров при экспериментах (пациенты, фантомы системы кровообращения)
4 д	Статистическая модель	Описательная и индуктивная статистика: параметрический и непараметрический анализ данных
4 е	Автоматизированный документооборот	Электронный вариант эпикриза пациента

Наиболее важной особенностью ИИК ГТ является встроенная АСНИ (блок 4), которой посвящено дальнейшее изложение.

⁴ Кроме номинального перечня предусмотрен расширенный перечень (см. позицию 4 г).

АСНИ ГТ. Прямая и обратная задачи

Как показал опыт эксплуатации центрифуги, умеренные перегрузки в кранио-каудальном направлении обладают несомненным терапевтическим эффектом [1, 2]. В то же время необходимо отметить, что механизмы лечения в значительной степени остаются неясными. Так, например, не дано объяснение отсутствия отеков конечностей в условиях повышенного артериального давления при ГТ. К числу важных проблем относится «оценка состояния дыхательной системы, динамики артериального и венозного давления, термометрия кожных покровов, уровень оксигенации тканей, тонометрия мышц (работа конечностей на тренажере в ходе ГТ)» и т. д. [2]. Все это требует выполнения значительного объема научно-исследовательских работ.

Кроме значительного числа измеряемых параметров и необходимости их оперативной обработки определенные затруднения создает специфика центрифуги (вращающийся ротор). Возникает проблема организации телеметрических каналов по схеме «борт-земля». Учитывая сказанное, автором предложена концепция АСНИ в гравитационной терапии (см. рис. 1, табл. 1 поз. 4- 4 е).

С точки зрения медицинской информатики принципиальное значение имеют блоки, связанные с моделированием и расчетом гравитационных характеристик (поз. 4 а, 4 б, выделенные на рис.1 контурной линией). На них возложено решение двух задач, связанных с ГТ. Одна из них, получившая название прямой, заключается в вычислении прироста давления (ΔP), обусловленного действием центробежных сил, в зависимости от локализации (расстояния от оси вращения x) и частоты вращения ротора (ω), а также уровня перегрузок $[+G]$ от тех же аргументов:

$$\Delta P = \Delta P(x, \omega); \quad (1)$$

$$a [+G] = G(x, \omega). \quad (2)$$

Обратная задача состоит в определении частоты вращения (ω), обеспечивающей в заданном сечении (x) заданный уровень прироста давления ($[\Delta P]$) или заданный уровень перегрузки ($[G+]$):

$$\omega = \omega(x, [\Delta P]), \quad (3)$$

$$\omega = f(x, [G+]). \quad (4)$$

Математическая модель сосудистого русла конечностей

Расчетная схема

Искусственная гравитация создается специализированной центрифугой, представляющей собой горизонтальный стол, который совершает вращательное движение вокруг вертикальной оси. Пациент размещается на столе в радиальном направлении с таким расчетом, чтобы голова располагалась на линии оси вращения, а конечности были обращены к периферии. Этим достигается снижение нагрузки на сердце и голову в сочетании с максимальным лечебным эффектом в нижних конечностях. Таким образом, с увеличением расстояния от оси растет инерционный напор крови. Эта специфика отражена в названии: «центрифуга короткого радиуса действия» (ЦКР) [2].

Р и с. 2. Расчетная схема системы кровообращения конечностей

Что касается системы кровообращения конечностей, она обладает значительной анатомической сложностью и для решения поставленных задач нуждается в схематизации. Артериальная система представлена в виде эквивалентного сосудистого русла, расположенного на столе центрифуги радиально. По нему движется кровь в направлении от сердца к периферии со скоростью $V_{отн}$ (рис. 2). Венозное русло также представлено одним сосудом, но с противоположным направлением течения.

Введем систему координат (x, y, z) и для определенности рассмотрим артериальное русло. Специфика ГТ такова, что с точки зрения теоретической механики каждый элемент совершает так называемое сложное движение [3, 4]. Во-первых, в результате насосной функции сердца элемент движется от центра к периферии со скоростью $V_{отн}$, т. е. участвует в относительном движении. Во-вторых, само русло совершает вращательное движение с угловой скоростью ω . Такое движение называется переносным. В результате возникает так называемое поворотное (кориолисово) ускорение и соответственно кориолисова сила. К элементу также приложены поверхностные силы и сила тяжести. В итоге формируется 3- мерная расчетная схема.

Дифференциальные уравнения гидростатики, результирующие ускорение и его компоненты

Запишем уравнение гидростатики для общего случая (поверхностные и массовые силы), известное как уравнение Л. Эйлера [4]:

$$X - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = 0, \quad Y - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} = 0, \quad Z - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} = 0. \quad (5)$$

Здесь X, Y, Z – проекции результирующей массовой силы на соответствующие оси в пересчете на единицу массы; ρ – плотность; p – давление; $\partial/\partial*$ – оператор частного дифференцирования по соответствующему аргументу.

После несложных преобразований получим

$$dp = \rho(Xdx + Ydy + Zdz). \quad (6)$$

Подчеркнем, что уравнение (6) является дифференциальным уравнением равновесия жидкости в общем случае (сила тяжести и массовые силы инерции переносного движения). Таким образом, задача сводится к нахождению сил X, Y, Z , действующих в направлении соответствующих осей. Поскольку силы отнесены к единице массы, они имеют размерность ускорения $[м / с^2]$.

Как известно (теорема Г. Кориолиса [3]), в случае сложного движения точки результирующее ускорение ($a_{\text{бс}}$) равно геометрической сумме трех ускорений: относительного ($a_{\text{отн}}$), переносного ($a_{\text{пер}}$) и кориолисова ($a_{\text{кор}}$):

$$\vec{a}_{\text{бс}} = \vec{a}_{\text{отн}} + \vec{a}_{\text{пер}} + \vec{a}_{\text{кор}}. \quad (7)$$

Рассмотрим каждую из составляющих уравнения (7). Для ускорения в относительном движении имеем

$$\vec{a}_{\text{отн}} = d\vec{V}_{\text{отн}} / dt.$$

Поскольку вариации относительной скорости малы по сравнению с окружными скоростями в первом приближении, полагаем $a_{\text{отн}} = 0$.

В соответствии с расчетной схемой (горизонтальный стол, вращение вокруг вертикальной оси) переносное ускорение имеет две составляющие: радиальную (ось x) и тангенциальную (ось y):

$$\vec{a}_{\text{пер}} = \vec{a}_x + \vec{a}_y, \quad (8)$$

где $a_x = x \cdot \omega^2$, x – текущий радиус точки (расстояние от оси вращения), ω – угловая скорость.

Учитывая значительную инерционность ротора (металлическая конструкция, пациент) и постоянство частоты вращения электропривода, пренебрегаем малыми изменениями угловой скорости. В итоге, тангенциальная составляющая ускорения $a_y \approx 0$. Тогда переносное ускорение направлено по радиусу к началу координат, а центробежная сила, приложенная к элементу, имеет противоположное направление и рассчитывается по формуле

$$a_{\text{пер}} = x \cdot \omega^2. \quad (9)$$

Что касается кориолисова ускорения, оно находится как векторное произведение $a_{\text{кор}} = 2 [\omega V_{\text{отн}}]$, следовательно, $|a_{\text{кор}}| = 2 \omega V_{\text{отн}} \sin(\omega V_{\text{отн}})$.

Так как $\sin(\omega V_{отн}) = 1$ (векторы ортогональны), заключаем следующее:

$$|a_{кор}| = 2 \omega V_{отн}. \quad (10)$$

Необходимо учесть, что в вертикальном направлении действует сила тяжести, которая в пересчете на единицу массы определится как

$$Z = -g. \quad (11)$$

Обобщая полученные результаты (8)- (11), имеем:

$$X = x \cdot \omega^2, \quad Y = 2 \omega V_{отн}, \quad Z = -g. \quad (12)$$

Представим выражение (12) графически в виде силовой схемы (рис. 3), где F- результирующая сила, приложенная к элементу крови в пересчете на единицу массы.

Р и с.3. Силы, действующие на произвольный элемент крови в артериальном русле

Как видно, кориолисова сила (Y) осуществляет прогиб артериального русла в направлении, противоположном направлению вращения (показано стрелкой). Для венозного русла - картина обратная (относительные скорости противонаправлены).

Таким образом, в условиях ГТ возникает весьма специфическое явление, заключающееся в формировании сил, направленных тангенциально и «разводящих» артериальное и венозное русло в противоположные стороны. До определенных пределов это явление не представляет опасности⁵. Что касается опасных пределов, их нахождение является самостоятельной, технически сложной задачей.

Особо отметим, что полученные результаты следует рассматривать как оценочные и как приоритетные попытки выявления наиболее общих закономерностей гемодинамики методами вычислительного эксперимента. Что касается уточненных данных, необходимы прямые эксперименты с измерением пульсаций скорости в сосудистых руслах при работающей ЦКР. Такая задача не имеет ближайших аналогов, технически весьма сложна, но она запланирована на перспективу.

Расчет инерционного напора (прямая задача)

Одной из важнейших задач ГТ, возложенных на АСНИ, является расчет прироста давления, обусловленного вращением (см. формулу (1)). Для получения расчетной формулы запишем (6) для одномерного случая с учетом (9)

$$dP = \rho \cdot x \cdot \omega^2 dx. \quad (13)$$

Проинтегрируем (13) в пределах от R_1 до R_2 , где R_1 - некоторое начальное сечение русла⁶, R_2 - расстояние по оси x до интересующего сечения, м:

$$\Delta P = \rho \cdot \omega^2 (R_2^2 - R_1^2) / 2. \quad (14)$$

Преобразуем (14) к размерностям, принятым в медицине (АД- в мм. рт. столба (Н), частота вращения ротора в об / мин (n)):

$$\Delta H = 4086,6667 \cdot \rho \cdot \pi^2 \cdot n^2 \cdot (R_2^2 - R_1^2). \quad (15)$$

Из (15) следует, что инерционный напор крови, обусловленный вращением, существенно (во второй степени) зависит как от текущего радиуса R_2 , так и от частоты вращения ротора

⁵ Анатомически сосуды тесно переплетены и надежно закреплены.

⁶ Если начальное сечение совпадает с осью вращения $R_1 = 0$.

ЦКР. В табл. 2 в качестве примера приведены расчетные значения инерционного напора (ΔH) для двух характерных сечений R_2 .

Таблица 2

Примеры расчетных значений ΔH , $a[+G]$, режим $n = 33$ об / мин

R_2 , м	ΔH , мм. рт. ст	$a[+G]$	Примечание
1, 0	42, 1	1, 22	Бедро
1, 5	100,5	1, 82	Голень

Как видно, инерционный напор соизмерим с уровнем АД, однако в ходе ГТ пациенты его не ощущают. Объясняется это тем, что суммарное давление остается в физиологических пределах, характерных для мышечной работы.

Расчет перегрузок в произвольном сечении конечностей

Воспользуемся формулой (9). Учитывая, что $\omega = \pi n / 30$, а $x = R_2$, переходя к безразмерному виду делением на ускорение свободного падения g , получим

$$a[+G] = \pi^2 n^2 R_2 / 900 g. \quad (16)$$

В качестве примера в табл. 2 приведены уровни перегрузки для двух характерных сечений. В частности, в районе голени перегрузки становятся значительными, достигая почти двукратного уровня.

Обратная гравитационная задача

В общем виде обратная задача ГТ представлена формулами (3), (4). Чтобы получить расчетные формулы для АСНИ, достаточно разрешить (15) и (16) относительно частоты вращения (n). В целях сокращения окончательные соотношения здесь не приводятся.

Проверка адекватности математической модели

Проверка заключалась в сравнении расчетных данных по параметру ΔH с экспериментальными, полученными при испытании фантомов системы кровообращения (упрощенных физических моделей) на центрифуге. Для осуществления проверки была разработана методика, отвечающая следующим требованиям: простота реализации, наглядность, высокая достоверность результатов, низкая стоимость. На рис. 4 показана конструктивная схема фантома. Как видно, она отличается исключительной простотой и включает в себя бакчик 1; трубку 2, имитирующую сосудистое русло, и пьезометры 3, 4, 5⁷.

Бакчик частично заполнен водой, сообщается с атмосферой и устанавливается на линии оси вращения. Его назначение- подпитка элементов 2- 5 водой и обеспечение постоянства давления в начальном сечении имитатора 2.

Р и с. 4. Схема фантома системы кровообращения конечностей

Пьезометры и имитатор были изготовлены из пластмассовой трубки, применяемой в капельницах. Поскольку напор жидкости существенно (в квадрате) зависит как от локализации

⁷ Пьезометр представляет собой прозрачную вертикальную трубку, один конец которой подключается к точке измерения напора, а другой- сообщается с атмосферой. Для измерения высоты столба жидкости служит мерная линейка [4].

сечения, так и частоты вращения ротора, были приняты меры по точному измерению расстояний до точек (X_1 , X_2 , X_3) и выполнена тарировка тахометра⁸.

Опуская технические подробности, отметим, что максимальное расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышало 8 см водяного столба при номинальной высоте столба в пьезометре порядка 150 см. Таким образом, относительная погрешность составила около 2 %, что свидетельствует об адекватности математической модели.

Кроме проверки адекватности на фантомы возлагается целый ряд задач, связанных с перспективой. В их числе медико-техническое обоснование конструкции ЦКР нового поколения (компоновка, силовой привод, технологическая безопасность) и расширение функций ИИК ГТ. Другой задачей является выявление скрытых механизмов ГТ. В этой связи расчетные данные и данные, полученные при экспериментах с фантомами, являются базовыми для оценки регуляторных функций организма. В частности, с помощью препаратов можно изменять насосную функцию сердца, влиять на компенсаторные реакции и т. п., а затем оценивать их влияние путем сравнения результатов на живом организме и фантомах.

Программный интерфейс АСНИ ГТ

Одной из важнейших функций АСНИ является расчет гравитационных характеристик (см. поз. 4 б, рис. 1). На рис. 5 показан типовой экран интерфейса, который состоит из 4 областей. В правом верхнем углу осуществляется ввод исходных данных: рост, положение головы и т. д. Три остальные области отведены под вывод расчетных данных (формулы (15), (16), прямая задача). В правом нижнем углу данные выводятся в табличном виде с шагом по длине, равным 10 см, что вполне достаточно для локализации сечений конечностей.

Р и с. 5. Пример типового экрана АСНИ ГТ (гравитационные характеристики)

Наиболее удобным для медицинского пользователя является графическое представление, где в качестве фона применена анатомическая схема человека. Верхний рисунок иллюстрирует распределение перегрузок, а нижний - инерционных напоров. Важно отметить, что графики автоматически масштабируются в соответствии с индивидуальными антропометрическими данными пациента. В случае необходимости, например для приобщения к истории болезни (эпикризу), предусмотрена распечатка данных.

Что касается обратной задачи (формулы (3),(4)), она временно решается методом подбора параметра. По окончании отладки программы выбор интересующего сечения с заданными гравитационными характеристиками будет осуществляться «щелчком» мыши.

⁸ Как выяснилось, на этапах, предшествовавших математическому моделированию, в качестве тахометра применялся вольтметр с грубой градуировкой.

По заключению специалистов по ГТ, программное обеспечение заслуживает высокой оценки.

Из вышеизложенного можно сделать следующие выводы.

1. Разработана структура информационно-измерительного комплекса, ориентированного на проблемы гравитационной терапии. Обоснована необходимость и разработана блок-схема автоматизированной системы научных исследований в гравитационной терапии (АСНИ ГТ).

2. Сформирована 3- мерная расчетная схема системы кровообращения конечностей в виде эквивалентных русел, совершающих сложное движение (относительное и переносное).

3. На основе уравнений Эйлера выведены дифференциальные уравнения относительного покоя элемента крови в условиях гипергравитации. Получены инженерные формулы расчета гравитационных характеристик (15), (16) (прямая и обратная задачи).

4. Построена 3- мерная силовая схема нагружения элемента крови и на ее основании установлен специфический для ГТ эффект «разнесения» артериального и венозного русел в тангенциальном направлении.

5. Разработан программный интерфейс, обеспечивающий режим вычислительного эксперимента в ГТ (прямая и обратные задачи). С целью наглядности в качестве фона графиков распределения перегрузок и инерционного напора по длине применены анатомические схемы человека. Масштаб схем автоматически изменяется в соответствии с индивидуальными данными пациента.

6. Разработана и начата реализация программы экспериментальных исследований на фантомах (упрощенных физических моделях) системы кровообращения. В частности, выполнена проверка адекватности модели сосудистых русел. Расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышало 2 %.

7. В результате экспериментов на моделях и фантомах собраны основные исходные данные для медико-технического обоснования проектов перспективных ЦКР и выявления скрытых закономерностей гемодинамики в условиях ГТ.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Котельников Г. П. Повышенная гравитационная нагрузка в системе реабилитационных мероприятий у травматолого-ортопедических больных // VI съезд травматологов-ортопедов России: Тез. докл. Н-Новгород, 1997. С. 820.
2. Яшков А. В. Клинико-экспериментальное обоснование применения гравитационной терапии у больных с нарушением репаративного остеогенеза нижних конечностей: Дисс. д-ра мед. наук. Самара, 1998.
3. Тарг С. М. Краткий курс теоретической механики. М: Высш. школа, 1986. 416 с.
4. Баица Т. М. и др. Гидравлика, гидравлические машины и гидравлические приводы. М.: Машиностроение, 1970. 504 с