

ГРАВИТАЦИОННАЯ ТЕРАПИЯ: ЧЕТЫРЕ АСПЕКТА МОДЕЛИРОВАНИЯ ГЕМОДИНАМИКИ КОНЕЧНОСТЕЙ

© 2004 В. А. Акулов

Самарский государственный технический университет

Разработана модель сосудистого русла конечностей с учетом искусственной силы тяжести, создаваемой центрифугой короткого радиуса действия (ЦКР). Модель реализована в виде интерфейса, обеспечивающего режим вычислительного эксперимента и являющегося техническим средством врача гравитационной терапии (ГТ). С помощью интерфейса вычисляется распределение инерционного напора и перегрузок вдоль продольной оси с учетом антропометрических данных пациентов или фантомов (прямая задача). Рассчитывается частота вращения ротора ЦКР из условия обеспечения дозированной нагрузки в месте локализации (обратная задача). Разработан «имитационный» критерий, и в результате его применения показано, что нагрузки на сосуды конечностей при ГТ и ортопробах близки. Приведены объяснения некоторых специфических эффектов ГТ. Сформулированы перспективные задачи биомеханического плана.

Гравитационная терапия относится к числу новых физиотерапевтических средств в травматологии и ортопедии [1], [2]. В ходе ГТ пациент периодически подвергается воздействию искусственной гравитации в направлении «голова-ноги» на центрифуге короткого радиуса действия (ЦКР). Своим появлением ГТ обязана успехам, достигнутым авиакосмической медициной (АКМ). Серия фундаментальных исследований была выполнена под руководством О. Г. Газенко (А. И. Григорьев, Е. А. Ильин, А. Р. Котовская, А. А. Шипов, И. Ф. Виль-Вильямс, Б. А. Адамович, Е. Б. Шульженко и др.) [3], [4]. В ходе многочисленных экспериментов и физико-математического анализа (В. Я. Климовицкий, Г. Л. Пасторе) получен ряд важных результатов, послуживших методической основой ГТ. В качестве иллюстрации приведем некоторые из них [4]:

- «Перегрузки величиной от 1 до 3 G, как правило, переносились 120 мин без лимитирующих симптомов... Самочувствие обследуемых в подавляющем большинстве исследований (97,4 %) было хорошим».

- Искусственная гравитация вызывала перераспределение жидких сред в организме с их депонированием в нижних отделах. В частности, «систолическое и диастолическое артериальное давление в сосудах голени существенно возрастало». Прирост составил от 37 до 100 % в зависимости от уровня перегрузки (0,8...1,6 G на уровне стоп).

- Под действием перегрузок величиной 1,5 G зафиксировано «увеличение минутного объема дыхания на 17 % и потребление кислорода на 19 %».

Имея своими истоками АКМ, ГТ вносит свою специфику. Ее проявлениями являются дополнительные требования к информационному оснащению и необходимость в более детальных исследованиях регионарного кровообращения нижних конечностей. Если в первом случае (космонавт) во вращающейся системе находится здоровый человек, а ЦКР выполняет функции профилактического средства от последствий длительной невесомости, то во втором - больной ортопедического профиля. В этом случае ЦКР становится специализированным лечебным средством. Не случайно, что в ГТ вместо термина «голова-таз» применяется термин «голова-ноги». Более существенно то обстоятельство, что в условиях ГТ ряд параметров изменяется в весьма широких пределах. В их числе рост пациентов, локализация патологий (расстояние от оси вращения) и положение гидростатически индифферентной точки (ГИТ). Кроме того, некоторые из исследований в интересах ГТ выполняются на физических моделях системы кровообращения (фантомах).

С учетом сказанного, принципиальное значение приобретают четыре группы задач. Первая из них, получившая название «прямой», заключается в следующем. Известны

данные конкретного пациента: его рост, положение головы и сердца относительно оси вращения, частота вращения ротора ЦКР. Необходимо вычислить и выдать на экран персонального компьютера в удобном для врача виде распределение гидростатического давления (напора) и уровня перегрузок вдоль магистральных сосудов конечностей:

$$\Delta H = f(\omega, z, R_2, R_1), \quad (1)$$

$$+Gz = F(\omega, z, R_2), \quad (2)$$

где ΔH – инерционный напор (повышение гидростатического напора, обусловленного перегрузками), $+Gz$ – перегрузка в направлении “голова-ноги”, ω – угловая скорость вращения ротора ЦКР, z – положение (текущий радиус вращения) точки локализации, R_2 – рост пациента, R_1 – положение ГИТ.

Вторая группа (обратные задачи) предусматривает определение частоты вращения из условия обеспечения дозированной нагрузки, т. е. заданного уровня напора ΔH или перегрузки $+Gz$ в заданной точке конечностей z :

$$\omega = y(z, \Delta H), \quad (3)$$

$$\omega = q(z, +Gz). \quad (4)$$

Необходимо подчеркнуть, что актуальность задач (1) – (4) определяется как потребностями практической медицины (индивидуальным подходом с учетом антропометрических данных конкретного пациента), так и потребностями научных исследований. В стадии решения находятся такие проблемы, как выявление скрытых механизмов лечения и оптимизация методик ГТ с учетом конкретных патологий (заболеваний, травм). Кроме того, прямая и обратная задачи непосредственно связаны с перспективой ГТ как физиотерапевтического средства.

Третья и четвертая группы относятся к классу «имитационных». Известно, что «ортостатическая устойчивость в значительной степени определяется состоянием сосудов ног ...» [3]. Одним из способов поддержания надлежащего состояния сосудов у больных с

длительным постельным режимом является создание искусственной силы тяжести (ИСТ) в направлении «голова – ноги». В связи с этим необходима количественная оценка (критерий) соответствия искусственной и естественной (вертикальной позы) нагрузки на сосуды. Кроме того, в случае необходимости, т. е. значительных отличий, должна выполняться коррекция режима вращения (ω). Это требует расчета индивидуальной поправки (четвертая группа). Отдельно следует упомянуть проблему «физиологичности» ГТ, по которой нет единого мнения специалистов и которая объединяет все четыре перечисленные группы.

С учетом изложенного представляется целесообразным решение следующих задач, ориентированных, прежде всего, на проблемы ГТ.

- Вывод рабочих формул, предназначенных для решения прямых и обратных задач, представленных в общем виде как (1)÷(4), с последующим их преобразованием к размерностям, принятым в медицине (в частности, напор ΔH в мм. рт. ст.).

- Постановка и решение «имитационных» задач с энергетических позиций: критерий соответствия, расчет поправок.

- Реализация формул в виде Windows-подобного интерфейса, обеспечивающего режим вычислительного эксперимента.

- Апробация программного интерфейса в реальных условиях ГТ.

- Формулировка задач на перспективу на основе результатов вычислительного эксперимента.

- Обсуждение полученных результатов и их сопоставление с известными данными, прежде всего в АКМ, с позиций ГТ.

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ И ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

В качестве основного принят метод математического моделирования с реализацией моделей в виде программного продукта, обеспечивающего технологию вычислительного эксперимента в интересах ГТ. С целью получения модели сосудистого русла конечностей (рабочих формул) рассмотрим равно-

весие элемента крови, заключенного в это русло¹. Запишем уравнение гидростатики для общего случая (поверхностные и массовые силы), известное как уравнение Л. Эйлера [5]:

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

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

После преобразований получим

$$dp = \rho (X dx + Y dy + Z dz). \quad (5)$$

Руководствуясь принципом «от простого - к сложному», ограничимся случаем² $X = 0, Y = 0$. Тогда (5) принимает вид:

$$dp = \rho Z dz.$$

Так как согласно [6]

$$Z = z \omega^2,$$

имеем

$$dp = \rho z \omega^2 dz. \quad (6)$$

Проинтегрируем (6) по переменной z в пределах от R_1 (положение ГИТ) до места локализации (z текущее, м); перейдем к размерностям, принятым в медицине (мм. рт. ст.); заменим угловую скорость (ω) угловой частотой n (об/мин) и пересчитаем все константы (ρ, π и т. д.) к единому значению (0,0424). В итоге получим рабочую формулу, соответствующую (1):

$$\Delta H = 0,0424 n^2 (z^2 - R_1^2). \quad (7)$$

Необходимо отметить два существенных момента, вытекающих из (7). Прежде всего, инерционный напор крови, обусловленный вращением, существенно (во второй степени) зависит от текущего радиуса (z), положения ГИТ и от частоты вращения ротора ЦКР (n). Кроме того, для получения ΔH , приведенной к уровню стоп³, достаточно положить $z = R_2$.

В качестве примера в таблице 1 (столбец 2) приведены расчетные значения инерционного напора крови (ΔH) для двух характерных сечений z , соответствующих бедру и голени взрослого человека среднего роста. Как видно, в сечении $z = 1,5$ м прирост напора соизмерим с уровнем артериального давления (АД).

Что касается расчета перегрузок $+Gz$ в произвольном сечении z , то легко показать справедливость формулы

$$+Gz = \pi^2 \cdot n^2 \cdot z / (900 \cdot g), \quad (8)$$

где g – ускорение свободного падения.

Важно отметить следующие закономерности. Перегрузки существенно (во второй степени) зависят от частоты вращения ротора и линейно – от радиуса текущей точки, изменяясь в пределах 0...100 %, что является весьма специфичным для ЦКР [4]. Чтобы рассчитать перегрузки на уровне стоп, достаточно в (8) положить $z = R_2$.

В качестве примера в таблице 1 (столбец 3) приведены уровни перегрузки для двух характерных сечений. Видно, что в районе голени перегрузки становятся значительными, достигая почти двукратного уровня.

В обратных задачах для получения расчетных формул достаточно разрешить (7) и (8) относительно частоты вращения.

Полученные модели реализованы в виде программ для ПК. Windows-подобный интерфейс построен в среде Delphi. Типовой

¹ Все формулы записаны в системе координат следующего вида: начало расположено в области переносицы, ось OZ направлена вдоль продольной оси человека (по радиусу ЦКР), ось OY – вертикально вниз («грудь-спина»), ось OX так, чтобы образовывалась правая система координат.

² Так как составляющие X, Y ортогональны оси OZ , а поперечные размеры сосудов много меньше продольных, их «вклад» в инерционный напор, обусловленный вращением, незначителен. Что касается составляющей Y , она является предметом отдельного рассмотрения, прежде всего, как сила Кориолиса [6], [7].

³ В связи с распределенностью параметров по длине это сечение рассматривается в космической медицине как стандартное, и к нему приводятся результаты исследований [4].

Таблица 1
Примеры расчетных значений ΔH , $+Gz$, режим $n = 33$ об/мин

z , м	ΔH , мм. рт. ст	$+Gz$	Примечание
1	2	3	4
1,0	42, 1	1,22	Бедро
1,5	93,8	1,82	Голень

экран, показанный на рис. 1, состоит из четырех областей I – IV. Область II предназначена для ввода исходных данных, а остальные – для вывода результатов моделирования. График распределения $+Gz$ по координате z размещается в области I, а распределение ΔH – в области III.

Среди свойств, повышающих потребительские качества продукта (наглядность, простоту и удобство пользования), отметим следующие.

- Графики автоматически масштабируются в соответствии с индивидуальными данными пациента или размерами лабораторной установки (фантома).

- В качестве фона графиков применены анатомические схемы человека.

- Наряду с графической формой представления результатов моделирования применяется табличная форма - область IV, которая используется и для решения обратной задачи.

- Ввод исходных данных сопровождается проверкой их корректности. Если данные корректны, то выполняется расчет. В противном случае выдается соответствующее предупреждение, и программа переводится в режим ожидания корректного ввода.

- Интерфейс тщательно отлажен на фантомах системы кровообращения, ошибка определения ΔH не превышает 3 % [6].

- Предусмотрена распечатка на принтере.

Что касается «имитационных» задач, то предлагается подход, основанный на учете распределений инерционного напора вдоль продольной оси конечностей (рис. 2).

Сопоставим обобщенную нагрузку на сосуды, обусловленную повышенным давлением, характерным для вертикальной позы («Земля») и ЦКР. В качестве нагрузочных параметров предлагаются площади криволинейных трапеций (S_1, S_2), ограниченных линиями ΔH , осью OZ и вертикалями z_1 и R_2 (z_1 – начальное сечение конечности).

Важно, что параметр S учитывает как длину сосудов, так и распределенность напора по длине, причем для произвольного закона распределения. Поэтому он может служить мерой общей нагруженности сосудов, связанной с гравитационным импульсом. Кроме того, S имеет ясный физический смысл механической работы, т. е. является энергетическим показателем⁴.

Для «Земли» имеем (обычная трапеция)

$$S_1 = (\Delta H_1 + \Delta H_2) (R_2 - z_1) / 2, \quad (9)$$

где $\Delta H_1, \Delta H_2$ – гидростатический напор соответственно в начальном (z_1) и конечном (R_2) сечениях конечностей.

Учитывая (7), для ЦКР имеем

$$S_2 = \int_{z_1}^{R_2} 0,0424 n^2 (z^2 - R_1^2) dz .$$

После интегрирования получим:

$$S_2 = 0,0424 n^2 \left(\frac{R_2^3}{3} - \frac{z_1^3}{3} - R_1^2 (R_2 - z_1) \right). \quad (10)$$

В качестве критерия соответствия выберем относительную разность вида:

⁴ Работа сил давления на выделенном участке сосудистого русла, приведенная к единичной площади сечения.

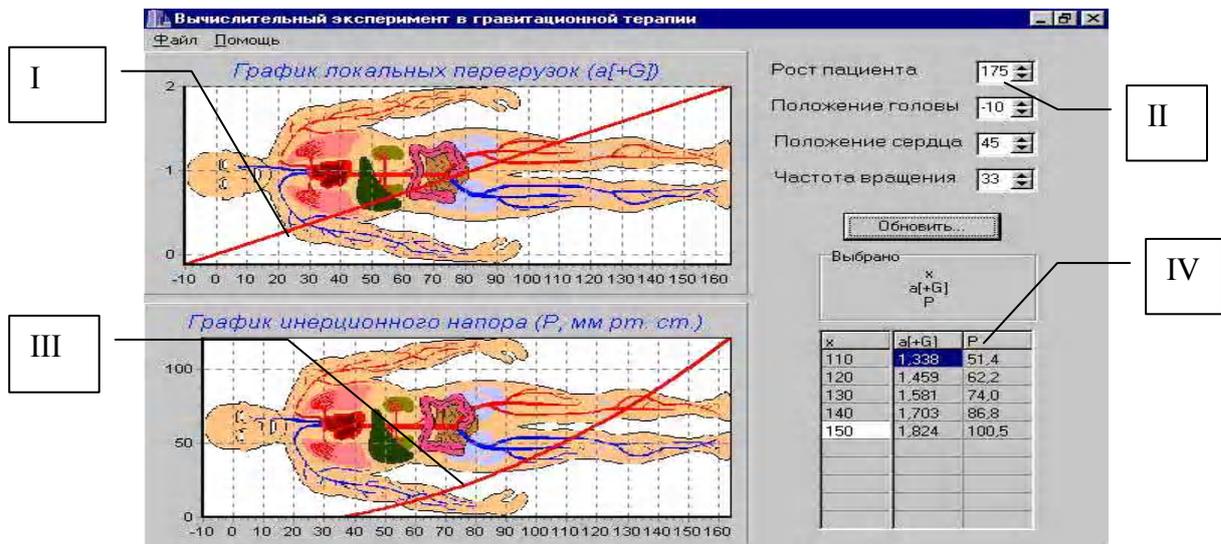


Рис. 1. Типовой экран интерфейса врача гравитационной терапии для решения прямой и обратной задач

$$\delta = \frac{(S_2 - S_1) 100\%}{S_1} \quad (11)$$

Очевидно, что если критерий $\delta = 0$, то имеет место энергетический баланс. Если $\delta > 0$, обобщенные нагрузки на сосуды на ЦКР больше, чем в естественных условиях («Земля»). Если $\delta < 0$, то превалирует «Земля». Следовательно, δ можно рассматривать в качестве энергетического критерия соответствия.

Таким образом, оценка имитационных свойств сводится к следующим простым операциям:

- вычисление нагрузки S_1 по формуле (9), являющейся базовой («Земля»);
- вычисление нагрузки S_2 по (10);
- вычисление критерия δ по (11);
- трактовка результатов с учетом величины и знака критерия.

Вторая имитационная задача (коррекция δ) возникает, если не устраивает величина или знак критерия. В этом случае достаточно разрешить (10) относительно n , подставить $S_2 = S_1$, т. е. «идеальное» совпадение, и ввести данные пациента.

ОБСУЖДЕНИЕ

Закономерности регионарного кровообращения в сосудах нижних конечностей в условиях вращения отличаются исключительной сложностью и зависят от многочисленных факторов⁵. Речь идет не только о физических процессах в сосудах с податливыми стенками, но и специфических реакциях системы регуляции в условиях перетока крови из бассейна сонных артерий в нижние отделы [4]. Исследования указанных закономерностей в интересах ГТ требуют постановки технически сложных и дорогостоящих экспериментов, а также применения инвазивных методов. Поэтому необходима разработка и апробация различных междисциплинарных подходов (медицина-техника). С этих позиций и следует рассматривать данные исследования как некоторые итерационные приближения к конечной цели с привлечением методов вычислительного эксперимента. Для обсуждения вычленен лишь один из факторов – составляющая Z (5). Проанализируем наиболее важные из полученных результатов и сопоставим их с известными данными.

- ГТ выступает в качестве нелинейного расширителя сосудов, действующего изнутри, что является следствием квадратичной зависимости ΔH от радиуса z (7) (рис. 1, об-

⁵ В их числе насосная функция миокарда, состояние и вязко - упругие свойства сосудов; действия системы регуляции; специфические факторы, обусловленные вращением и т. п.

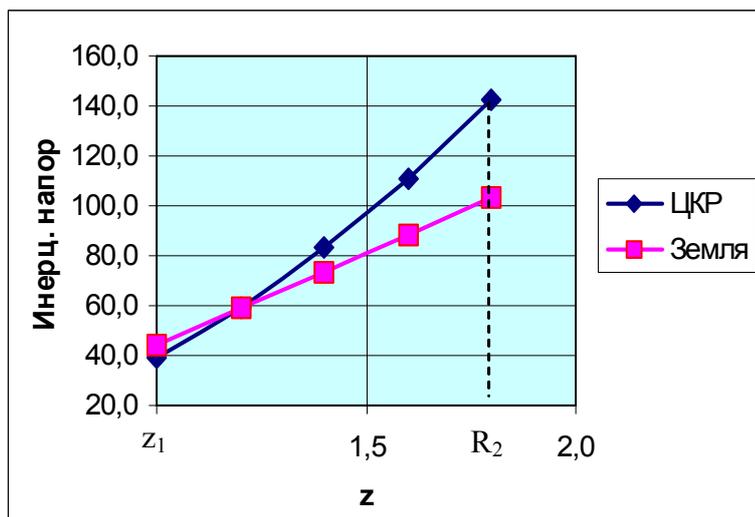


Рис. 2. Типовое распределение инерционного напора в конечностях человека среднего роста (таблица 2, колонки 1-4) при естественной гравитации («Земля») и в условиях ГТ

ласть III). Поэтому есть основания полагать, что увеличение просвета сосудов в сочетании с удовлетворительной насосной функцией сердца способствуют интенсификации регионарного кровообращения в сосудах конечностей. Этот эффект имеет важное значение, поскольку одной из проблем травматологии является недостаточность кровообращения поврежденных участков.

- В то же время последствия искусственного расширения изучены недостаточно, поэтому необходимо решение задачи из области биомеханики по количественной оценке деформаций сосудов (изменению проходного сечения) в условиях ЦКР. Важность ее обусловлена тем, что параметр определяют такие показатели, как емкость сосудов и их пропускная способность, вариации пульсаций расхода и т. д. Задача является междисциплинарной (медицина, механика жидкости) и требует привлечения как расчетных, так и экспериментальных методов. Предстоит исследовать систему кровообращения конечностей как в условиях ЦКР, так и при ортостатической пробе с последующим их сопоставлением.

- Разработанный интерфейс применен для количественной оценки ЦКР (9) ÷ (11) как средства имитации физической нагрузки на конечности. Как следует из визуального анализа (рис. 2), нагрузки (площади фигур) не имеют существенных отличий, причем ЦКР создает несколько более высокий уровень⁶.

Как показывает расчет (таблица 2, колонки 5 ÷ 7), суммарные нагрузки на сосуды (S_1, S_2), обусловленные вертикальной позой человека («Земля») и инерционным напором на ЦКР, сопоставимы по величине.

Несколько большая нагрузка ($\delta = +16\%$) оправдана кратковременностью сеансов ГТ. Полученный результат позволяет сформулировать следующие выводы.

1. ГТ обеспечивает приемлемую имитацию естественных нагрузок на сосуды конечностей, характерных для вертикальной позы, что важно для больных ортопедического профиля как средство профилактики последствий длительной детренированности.
2. Степень имитации (величина и знак δ) является управляемым параметром. Значению $\delta = 0$ для типового случая (таблица 2, колонки 1 ÷ 3) соответствует $n = 30,6$ об/мин.
3. ГТ при выбранных режимах является физиологически оправданной процедурой.
4. В процессе исследований закономерностей ГТ (деформаций сосудов, вариаций скорости, обусловленных насосной функцией сердца и др.) в качестве первого приближения допустимо применение ортостатических проб.
5. Методика оценки и коррекции имитационных свойств ЦКР отличается простотой применения и ясным физическим (энергетическим) смыслом.
6. Полностью оправдали себя рекомендации специалистов Государственного науч-

⁶ Необходимо учесть, что часть площадей, соответствующих $\Delta H < 20$, на рис. 2 не показана.

Таблица 2
К расчету обобщенной нагрузки на сосуды

Исходные данные				Результаты расчетов		
1	2	3	4	5	6	7
Рост, м	Положение ГИТ	Начальное сечение Z_1	Частота вращения об/мин	S_1	S_2	$\delta, \%$
1,8	0,4	1,0	33	58,9	68,5	16

ного центра Института медико-биологических проблем (А. Р. Котовская, А. А. Шипов и др.) по выбору режимов работы ЦКР, сформулированные на этапе становления ГТ.

ВЫВОДЫ

В результате исследований получены новые данные и техническое средство (интерфейс врача), необходимые для осуществления практической ГТ, выполнения научных исследований и разработки перспективных ЦКР. В частности, сформулированы направления исследований биомеханического профиля, осуществление которых возможно только на междисциплинарном уровне. Предложен энергетический критерий оценки имитационных свойств ЦКР (11). В результате моделирования (9), (10), (таблица 2) выявлено относительно небольшое отличие в величинах обобщенной нагрузки на сосуды конечностей по сравнению с естественной гравитацией (вертикальная поза). Это позволяет решать ряд биомеханических задач в стационарных условиях (в поликлиниках, диагностических центрах) с привлечением ортопроб. Такая замена существенно расширяет исследовательские возможности, упрощает и удешевляет технологию экспериментов в интересах ГТ и космической медицины.

Автор приносит благодарность профессорам Е. А. Ильину, А. Р. Котовской, И. Н.

Денисову, космонавту В. В. Полякову, врачу Т. Н. Провинцевой, старшему преподавателю В. И. Кошеву, ассистенту Н. А. Качалову за внимание, ценные указания и замечания.

Список литературы

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.
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. Газенко О. Г., Григорьев А. И., Егоров А. Д. // Авиакосм. и эколог. мед. Т 35, №2, 2001.
4. Котовская А. Р., Шипов А. А., И. Ф. Виль-Вильямс. Медико-биологические аспекты проблемы создания искусственной силы тяжести. М: Слово, 1996.
5. Башта Т. М. и др. Гидравлика, гидравлические машины и гидравлические приводы. М.: Машиностроение, 1970.
6. Акулов В. А. Нелинейная модель гемодинамики нижних конечностей с учетом искусственной гравитации. Обзорение прикладной и промышленной математики под редакцией Ю. В. Прохорова. М., том 8, 2001.
7. Титов С. М. Краткий курс теоретической механики. М.: Высш. школа, 1986.

GRAVITATIONAL THERAPY: FOUR ASPECTS OF SIMULATING LIMB HEMODYNAMICS

© 2004 V. A. Akulov

Samara State Technical University

Simulation of vascular channel of limbs with regard to artificial gravity caused by a centrifuge with a short effective range is designed. The simulation provides the mode of computational experiment and serves as an instrument for a gravitation therapist. Distribution of inertia head and longitudinal load factor with reference to anthropometric characteristics of patients or phantoms is calculated. Rotational speed of the centrifuge rotor for dose-related load is calculated. Explanations of certain effects of gravitational therapy are given. Further biomechanical problems are formulated.