



Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова
Факультет вычислительной математики и кибернетики
Кафедра вычислительных методов

Исмайлова Шараф Исмихан кызы

Изучение влияния гравитационного воздействия на основные параметры кровотока человека

выпускная квалификационная работа

Научный руководитель:
к.ф.-м.н., доцент
Буничева А. Я.

Москва, 2018

Цели:

1. Взять в качестве основы граф кровообращения, подготовленный в программном комплексе CVSS, модифицировать граф для возможности проведения расчетов с учетом действия силы тяжести. Провести вычисления для выявления проблем, возникающих в системе кровообращения, при появлении и увеличении гравитационной нагрузки.
2. Используя литературу по физиологии кровообращения, выявить регуляторные механизмы, влияющие на стабилизацию кровообращения, измененного действием силы тяжести. Реализовать математические модели этих механизмов в программном комплексе. Провести серию вычислительных экспериментов проверяющих действенность рассматриваемых механизмов регуляции кровотока при изменяющейся гравитационной нагрузке.

Математическая модель гидродинамики.

Движение крови в изолированном сосуде в квазиодномерном приближении описывается системой уравнений гемодинамики:

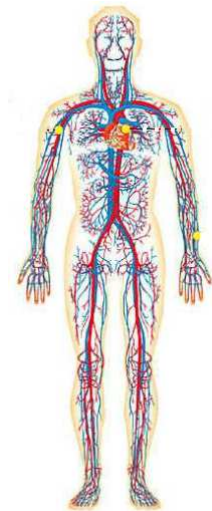
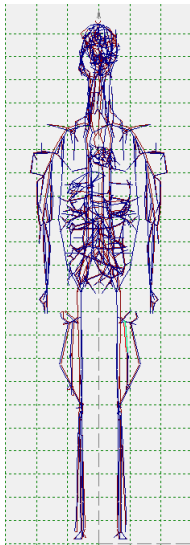
$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial(US)}{\partial x} = 0, \\ \frac{\partial U}{\partial t} + U \frac{\partial}{\partial x} \frac{U}{2} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} = -F_{tr} + F_g \\ S = S(P) \\ F_{tr} = -\frac{8\pi\vartheta U}{S} \\ F_g = g \cos \varphi \end{array} \right.$$

где x — локальная пространственная координата, $0 \leq x \leq L$, L — длина сосуда, t — время, $S(x,t)$ — площадь поперечного сечения сосуда, $U(x,t)$ — скорость движения крови вдоль сосуда, $P(x,t)$ — давление крови в кровеносном сосуде, ρ — плотность крови ($\rho = const$), ϑ — кинематическая вязкость, φ — угол между осью сосуда и направлением вектора силы тяжести g .

$$g = k_g g_0$$

где k_g — коэффициент гравитационной нагрузки ($0 \leq k_g \leq 1$), g_0 — ускорение свободного падения

Граф большого круга кровообращения.



Граничные вершины графа (вход и выход из сердца): самосогласованная модель сердца.

Внутренняя вершина:

- мышечная ткань или отдельный орган:

$$\Sigma SU = 0$$

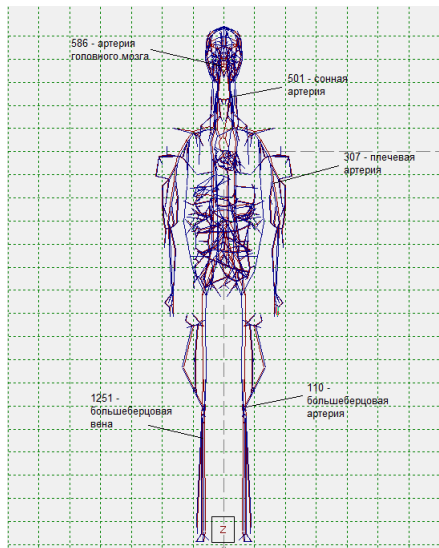
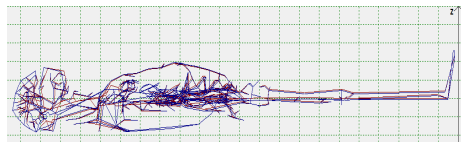
$$SU = D\Delta P$$

- узел ветвления:

$$\Sigma SU = 0$$

$$P_i = P_j, i \neq j$$

Ориентация графа с учетом действия силы тяжести.



Поэтапное увеличение k_g .

$$dk_g = 0.05, dt = 3c, t = 60c$$

	307			501			586			1251			объем крови
	p	q	s	p	q	s	p	q	s	p	q	s	в сердце
$k_g=0.5$	85..98	-8..13	0,807..0,856	69..81	-9,7..13	0,418..0,445	66..80	-15..17	0,411..0,44	44..50	-0,824..-0,689	0.53	51..105
$k_g=1$	74..88	-5..15	0,765..0,816	46..56	-7,6..10	0,36..0,38	38..53	-12..13	0,353..0,382	85..88	-0,678..-0,511	0.53	41..90

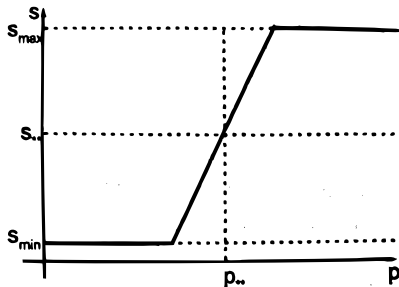
$$dk_g = 0.25, dt = 3c, t = 12c$$

	307			501			586			1251			объем крови
	p	q	s	p	q	s	p	q	s	p	q	s	в сердце
$k_g=0.5$	85..100	-6..15	0,806..0,862	69..83	-10..12	0,42..0,448	66..81	-15..16	0,412..0,445	45..52	-1,015..-0,738	0.53	46..103
$k_g=1$	74..88	-5..14	0,765..0,815	42..56	-7,5..10	0,36..0,39	38..53	-12..13	0,353..0,383	85..88	-0,678..-0,514	0.53	43..90

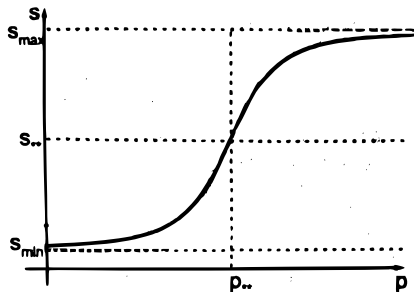
Выводы:

Отличия значений параметров кровотока при $k_g = 1$ при различной скорости увеличения данного коэффициента незначительны. В дальнейшем оптимально использовать $dk_g = 0.25, dt = 3c$.

Тонус венозных сосудов. Изменение уравнения состояния.



$$S(P) = \begin{cases} S_{min}, & P \leq P_{min} \\ S_{min} + \frac{S_{max} - S_{min}}{P_{max} - P_{min}}(P - P_{min}); & \\ S_{max}, & P \geq P_{max}. \end{cases}$$



$$S(P) = \frac{(S_{max} - S_{min})}{\pi} * \\ * \arctg\left(\frac{\pi}{(P_{max} - P_{min})}\left(P - \frac{P_{max} + P_{min}}{2}\right)\right) + \frac{S_{max} + S_{min}}{2}$$

Тонус венозных сосудов. Результаты.

Площадь поперечного сечения при разных уравнениях состояния:

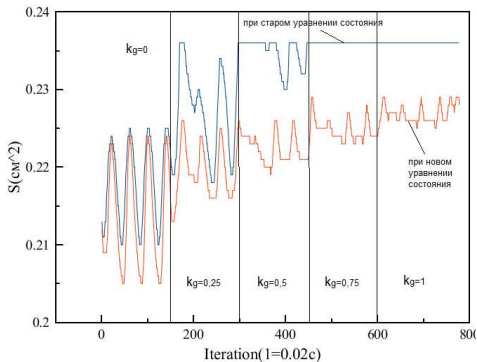


Рис.: Сосуд 110, узел 3.

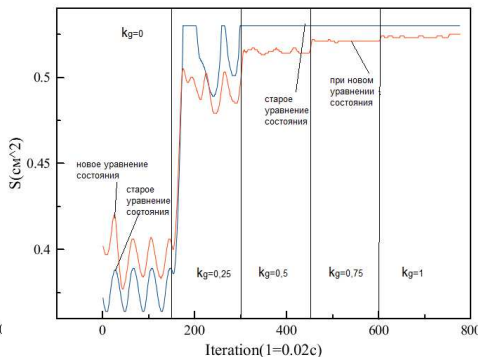
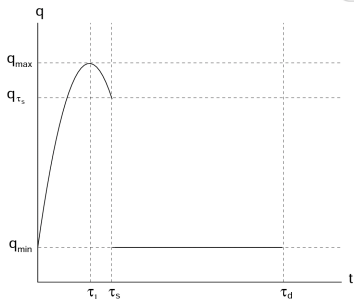
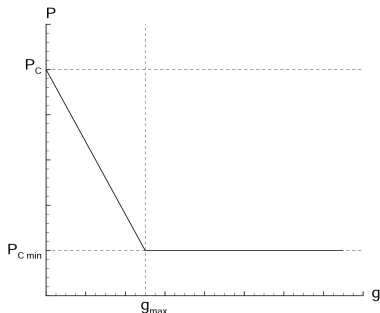


Рис.: Сосуд 1251, узел 3.

Модель работы сердца.



$$q(t) = \begin{cases} Q_{CB} \frac{(4t - 3t^2/\tau_s)}{\tau_d}, & t \leq \tau_s \\ q_{min}, & \tau_s < t \leq \tau_d. \end{cases}$$



$$P(g) = \begin{cases} P_C - \frac{g}{g_{max}}(P_C - P_{Cmin}), & 0 < g < g_{max} \\ P_{Cmin}, & g = 0, g \geq g_{max}. \end{cases}$$

где $P_C = 6$ мм рт.ст., $P_{Cmin} = -7$ мм рт.ст.,
 $g_{max} = 10$ м/с²

Модель работы сердца. Результаты.

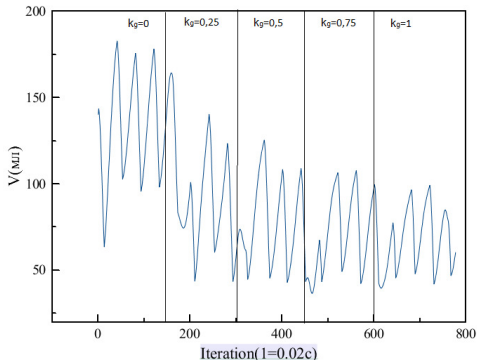


Рис.: Объем крови в сердце при гравитационно-независимой модели.

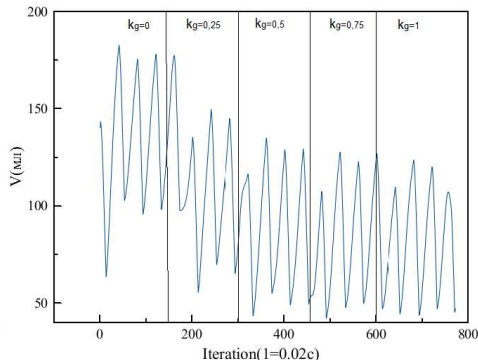
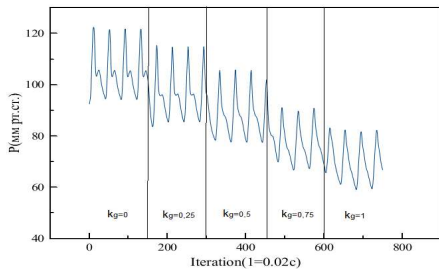
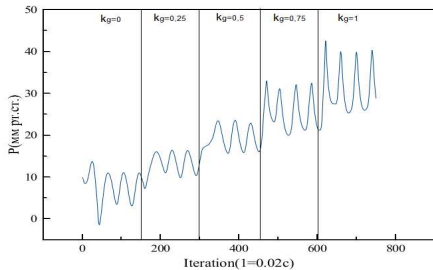
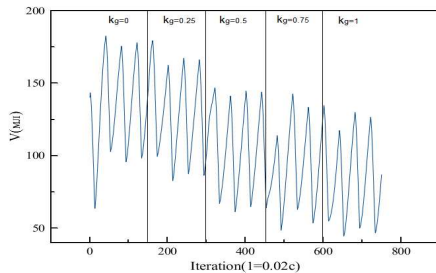
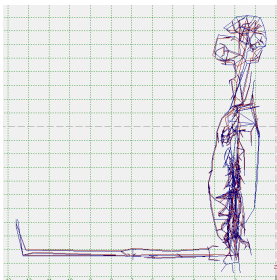
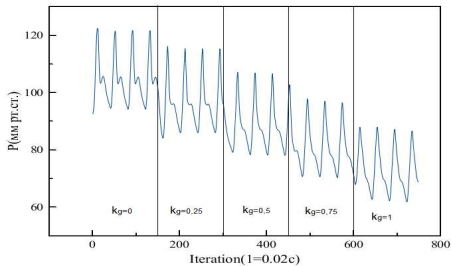
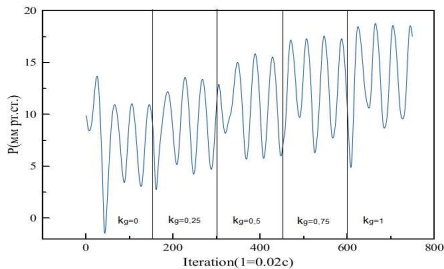
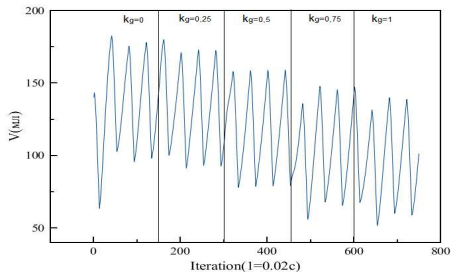
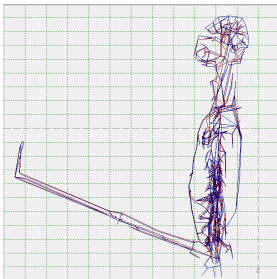


Рис.: Объем крови в сердце при гравитационно-зависимой модели.

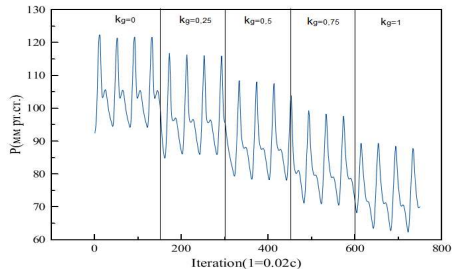
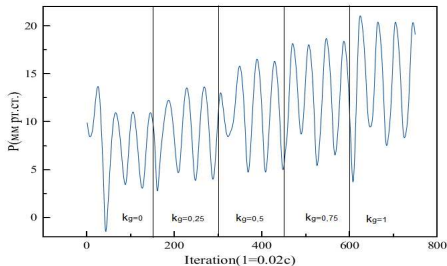
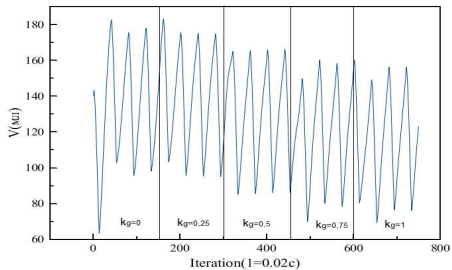
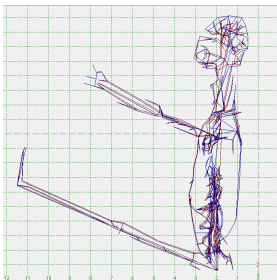
Положение тела 1.



Положение тела 2.



Положение тела 3.



Результаты:

1. В программном комплексе CVSS подготовлен модифицированный граф большого круга кровообращения для возможности проведения расчетов с учетом действия силы тяжести. На основе этого графа выполнены расчеты, с помощью которых выявлены проблемы, возникшие в системе кровообращения при появлении и увеличении коэффициента гравитационных сил.
2. С помощью литературы по физиологии кровообращения были выделены регуляторные механизмы, влияющие на стабилизацию кровообращения, измененного действием силы тяжести, а именно улучшение тонуса венозных сосудов и реакция сердца на увеличение коэффициента гравитационной нагрузки. Предложены соответствующие математические модели этих механизмов.
3. Проведены серии вычислительных экспериментов, подтверждающих действенность проведенных модификаций. Внесенные изменения позволили улучшить тонус венозных сосудов и нормализовать кровенаполнение сердца при увеличении гравитационной нагрузки. Проведены вычислительные эксперименты для различных положений тела. Показано, что положение тела существенным образом влияет на стабилизацию кровообращения.

Спасибо за внимание!