

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АНАЛОГИИ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ПРОЦЕССА КРОВООБРАЩЕНИЯ В МАГИСТРАЛЬНЫХ СОСУДАХ ГОЛОВНОГО МОЗГА ПРИ НАЛИЧИИ СИМПТОМОВ КРОВОИЗЛИЯНИЯ В МОЗГ

С. И. ВЛАДОВ, О. Г. АВРУНИН, В. А. МОСЬПАН, А. А. ЮРКО

В данной работе проведено исследование процесса кровообращения в магистральных сосудах головного мозга при симптомах кровоизлияния в мозг с применением метода электрической аналогии движения крови по сосудам и движения тока на участке цепи. Получены аналитические уравнения для описания распределения значений кровяного давления вдоль длины кровеносного сосуда на участках, наиболее подверженных риску формирования аневризм сосудов головного мозга, что позволяет определить степень развития мальформаций системы мозгового кровообращения. Применение метода электрической аналогии позволило использовать модель системы кровообращения человека в виде неоднородной согласованной длинной линии с распределенными параметрами, что дало возможность быстро и точно получить основные параметры кровотока, которые позволяют определить наличие аневризмы на том или ином участке магистральных сосудов головного мозга.

Ключевые слова: аневризма, кровеносный сосуд, длинная линия, кровяное давление.

ВВЕДЕНИЕ

Наиболее часто (85% случаев) нетравматические кровоизлияния, связанные с разрывом аневризм артерий головного мозга, обычно располагаются в Виллизиевом круге. За счет недостаточности участка стенки артерии, происходит формирование выпячивания, которое имеет мешковидную форму – мешковидная аневризма. Чаще всего они формируются в местах разветвления артериальных сосудов, то есть в местах самой большой турбулентности крови. Как следствие этого, на некотором участке кровеносного сосуда его деформация под действием пульсирующего кровотока становится необратимой, и возникает вздутие стенки сосуда (аневризма) [1].

Скорость кровотока в месте развития аневризмы по условию неразрывности струе будет меньше, чем скорость кровотока в его недеформированной части. Согласно уравнению Бернулли, статическое давление в месте вздутия будет больше статического давления на участках сосуда нормального сечения. Нагрузка на расширенную часть сосуда увеличится, а имеющаяся аневризма под действием повышенного давления будет иметь тенденцию к расширению. В результате возможен разрыв аневризмы. Чаще всего наблюдается разрыв мелких аневризм, вместе с тем, более высокий риск разрыва имеют большие аневризмы, которые встречаются реже. Наиболее частая локализация аневризм – супраклиноидный отдел внутренней сонной артерии (30–34%), передняя мозговая, передняя соединительная артерия – 28–30%, средняя мозговая артерия – 16–20%, вертебрально-базилярная система – 5–15%. Множественные аневризмы встречаются в 20% наблюдений [2].

АНАЛИЗ ЛИТЕРАТУРНЫХ ДАННЫХ И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ

Подробные исследования процесса движения крови в магистральных сосудах головного

мозга при наличии аневризмы в наиболее распространенных местах поражений приведены в [3]. Однако в данных исследованиях был установлен рост амплитуды пульсовой волны с течением времени при увеличении аневризмы на том или ином участке, и не было рассмотрено задачу нахождения аневризмы на ранних стадиях ее возникновения.

Таким образом, исследования процесса кровообращения в магистральных сосудах головного мозга при симптомах кровоизлияния в мозг сводятся к нахождению аневризмы в основных местах поражений: место разветвления основной (базилярной) артерии; задней соединительной артерии и передней соединительной артерии.

МАТЕРИАЛ И РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Для решения поставленной задачи рекомендовано использование метода электродинамических аналогий, а, именно, применение модели системы кровообращения в виде согласованной длинной линии [4], что позволяет смоделировать кровеносный сосуд эквивалентной электрической цепью и найти распределение значений кровяного давления по длине сосуда по аналогии с падающей волной в линии.

В общем случае падающая волна, которая возникает при согласованной нагрузке, с учетом модели пульсовой волны во время выброса крови из левого желудочка сердца в период систолы [5], описывается выражением [6]:

$$U_n(x) = U_1 \cdot e^{-\alpha \cdot x} \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t_\phi - \beta \cdot x + \varphi_1), \quad (1)$$

где U_1 – амплитуда напряжения на входе линии, то есть значение кровяного давления в начале сосуда, $\varphi_1 = 0$ – начальная фаза, $\omega_1 = 2 \cdot \pi \cdot f_{\text{ЧСС}}$ – угловая частота, α – коэффициент затухания, β – коэффициент фазы, t_ϕ – фазовое время, которое находится из выражения:

$$t_{\phi} = \frac{l}{v_{\phi}} = \frac{\beta \cdot l}{\omega_1} \quad (2)$$

Коэффициенты затухания и фазы находятся из выражения коэффициента распространения волны в линии:

$$\gamma = \sqrt{(R_0 + j\omega L_0) \cdot j\omega C_0} = \alpha + j\beta \quad (3)$$

Таким образом, при нормальном кровотоке с помощью уравнения (1) описывается распределение значения кровяного давления вдоль кровеносного сосуда.

Поскольку, как известно, аневризма – это выпячивание стенки артерии вследствие ее утончения или растягивания, то участок модели кровеносного сосуда в виде длинной линии, на которой присутствующая аневризма, имеет другие эквивалентные погонные параметры, чем участок здорового сосуда, то распределение значения кровяного давления участка с аневризмой можно описать следующей зависимостью:

$$U_{na}(x) = U_1 \cdot e^{-\alpha_a \cdot x} \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t_{\phi} - \beta_a \cdot x + \phi_1) \quad (4)$$

Как видно из выражения (4) коэффициент затухания α_a и коэффициент фазы β_a характеризуют отличия эквивалентных погонных параметров, которые, в свою очередь, характеризуются отличиями от нормального состояния эластичными свойствами стенки сосуда. При отсутствии аневризмы $\alpha = \alpha_a, \beta = \beta_a$.

Тогда распределение значения кровяного давления вдоль кровеносного сосуда при наличии аневризмы описывается конечным выражением:

$$U(x) = \begin{cases} U_1 \cdot e^{-\alpha_a \cdot x} \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t_{\phi} - \beta_a \cdot x + \phi_1), & 0 \leq x < l_a, \\ U_1 \cdot e^{-\alpha_a \cdot x} \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t_{\phi} - \beta_a \cdot x + \phi_1), & l_a \leq x < l, \end{cases} \quad (5)$$

где l_a – участок кровеносного сосуда с наличием аневризмы [1, 2].

Принимаем, что и при нормальном кровотоке, и при наличии аневризм в сосудах вязкость крови, плотность крови и частота сердечных сокращений не меняются, являются постоянными величинами и составляют соответственно $\eta = 4,5 \times 10^{-3}$ кг / м · с, $\rho = 1,062 \cdot 10^3$ кг / м³ и $f_{\text{ЧСС}} = 1$ Гц [7].

В табл. 1 приведены результаты вычислений основных эквивалентных параметров участков длинных линий, в виде которых представлены модели основной (базиларной), задней соединительной и передней соединительной артерий при нормальном кровотоке и при симптомах кровоизлияния соответственно. По формуле (5) определяем распределение значений кровяного давления $U(x)$ при прохождении пульсовой волны основной (базиларной) артерии (рис. 1, 2); задней соединительной артерии (рис. 3, 4) и передней соединительной артерии (рис. 5, 6).

В табл. 1 R_0, L_0, C_0 – эквивалентные параметры модели кровеносного сосуда в виде длинной линии, которые вычисляются по формулам [4]:

Таблица 1

Результаты вычислений основных эквивалентных параметров участков длинных линий

Параметр	Кровоток в норме		
	Основная (базиларная) артерия	Задняя соединительная артерия	Передняя соединительная артерия
U_1 , Па	10781,39	10598,63	10446,55
d_B , м	$6,3 \cdot 10^{-3}$	$1,2 \cdot 10^{-3}$	$0,7 \cdot 10^{-3}$
d_H , м	$7,1 \cdot 10^{-3}$	$1,6 \cdot 10^{-3}$	$1,1 \cdot 10^{-3}$
r , м	$3,15 \cdot 10^{-3}$	$0,6 \cdot 10^{-3}$	$0,35 \cdot 10^{-3}$
S , м ²	$3,117 \cdot 10^{-5}$	$1,131 \cdot 10^{-6}$	$3,848 \cdot 10^{-7}$
h , м	$0,4 \cdot 10^{-3}$	$0,2 \cdot 10^{-3}$	$0,2 \cdot 10^{-3}$
l , м	$3 \cdot 10^{-2}$	$7 \cdot 10^{-3}$	$1,3 \cdot 10^{-3}$
E , Па	$6,575 \cdot 10^5$	$5,145 \cdot 10^4$	$1,872 \cdot 10^4$
R_0 , кг/м ⁵ ·с	$1,164 \cdot 10^8$	$8,842 \cdot 10^{10}$	$7,636 \cdot 10^{11}$
L_0 , кг/м ⁵	$3,4 \cdot 10^7$	$9,372 \cdot 10^8$	$2,754 \cdot 10^9$
C_0 , с ² /кг·м	$7,467 \cdot 10^{-10}$	$1,319 \cdot 10^{-10}$	$7,194 \cdot 10^{-11}$
α , м ⁻¹	0,264	5,031	11,738
β , м ⁻¹	1,035	7,279	14,701
t_{ϕ} , с	$4,942 \cdot 10^{-3}$	$8,109 \cdot 10^{-3}$	$3,042 \cdot 10^{-3}$
Параметр	При симптомах кровоизлияния		
	Основная (базиларная) артерия	Задняя соединительная артерия	Передняя соединительная артерия
U_1 , Па	10781,39	10598,63	10446,55
d_B , м	$7,4 \cdot 10^{-3}$	$2,2 \cdot 10^{-3}$	$1,3 \cdot 10^{-3}$
d_H , м	$7,8 \cdot 10^{-3}$	$2,4 \cdot 10^{-3}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$
r , м	$3,7 \cdot 10^{-3}$	$1,1 \cdot 10^{-3}$	$0,65 \cdot 10^{-3}$
S , м ²	$4,301 \cdot 10^{-5}$	$3,801 \cdot 10^{-6}$	$1,327 \cdot 10^{-6}$
h , м	$0,2 \cdot 10^{-3}$	$0,1 \cdot 10^{-3}$	$0,1 \cdot 10^{-3}$
l , м	$3 \cdot 10^{-2}$	$7 \cdot 10^{-3}$	$1,3 \cdot 10^{-3}$
l_a , м	$2,5 \cdot 10^{-2}$	$6 \cdot 10^{-3}$	$0,8 \cdot 10^{-3}$
E , Па	$1,757 \cdot 10^6$	$3,158 \cdot 10^5$	$1,132 \cdot 10^5$
R_0 , кг/м ⁵ ·с	$6,114 \cdot 10^7$	$7,827 \cdot 10^9$	$6,419 \cdot 10^{10}$
L_0 , кг/м ⁵	$2,465 \cdot 10^7$	$2,788 \cdot 10^8$	$7,986 \cdot 10^8$
C_0 , с ² /кг·м	$9,056 \cdot 10^{-10}$	$2,648 \cdot 10^{-10}$	$1,524 \cdot 10^{-10}$
α_a , м ⁻¹	0,182	2,282	5,328
β_a , м ⁻¹	0,956	2,852	5,768
t_{ϕ} , с	$4,565 \cdot 10^{-3}$	$3,177 \cdot 10^{-3}$	$1,191 \cdot 10^{-3}$

$$R_0 = \frac{8 \cdot \pi \cdot \eta}{S^2}, \quad L_0 = \frac{\rho}{S}, \quad C_0 = \frac{2 \cdot r \cdot S}{E \cdot h},$$

где η – вязкость крови, ρ – плотность крови, r – радиус поперечного сечения сосуда, $S = \pi \cdot r^2$ – площадь поперечного сечения сосуда, h – толщина стенки сосуда, E – модуль упругости стенки сосуда, который определяется согласно [8, 9].

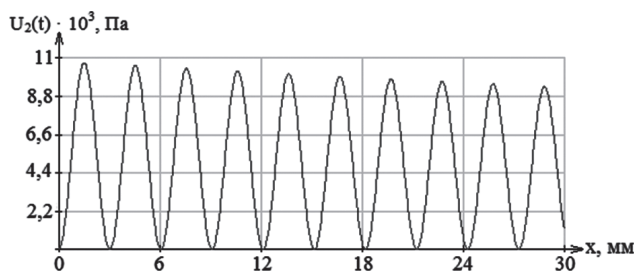


Рис. 1. График распределения значений кровяного давления вдоль длины основной (базиларной) артерии при нормальном кровотоке

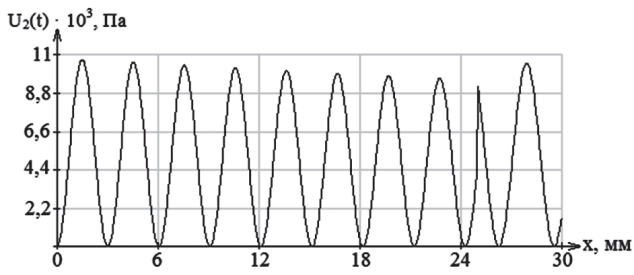


Рис. 2. График распределения значений кровяного давления вдоль длины основной (базиллярной) артерии при наличии аневризмы

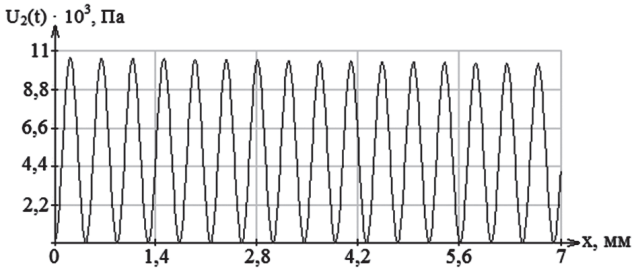


Рис. 3. График распределения значений кровяного давления вдоль длины задней соединительной артерии при нормальном кровотоке

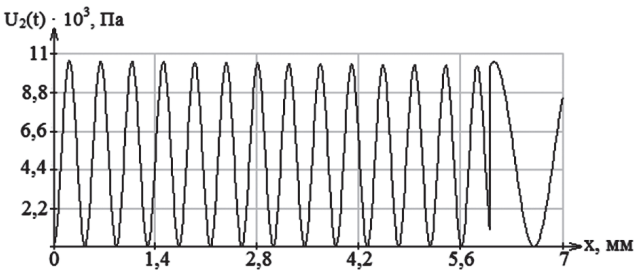


Рис. 4. График распределения значений кровяного давления вдоль длины задней соединительной артерии при наличии аневризмы

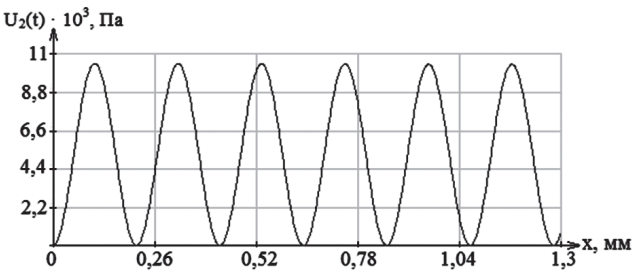


Рис. 5. График распределения значений кровяного давления вдоль длины передней соединительной артерии при нормальном кровотоке

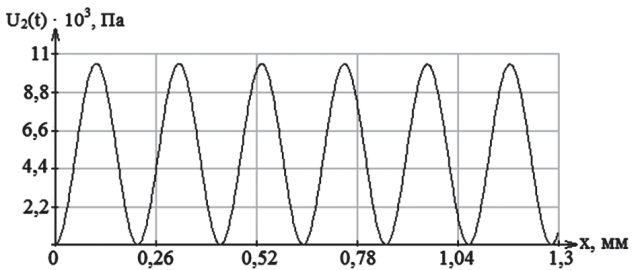


Рис. 6. График распределения значений кровяного давления вдоль длины передней соединительной артерии при наличии аневризмы

Из проведенного исследования (рис. 1–6) следует отметить, что наличие аневризм изменяет эластичные свойства стенки кровеносного сосуда, что отображается в увеличении значения эффективного модуля упругости E его стенки. Также необходимо выделить изменение погонных параметров участков модели кровеносного сосуда в виде длинной линии, а именно: уменьшение значений погонного сопротивления R_0 и погонной индуктивности L_0 и увеличение значения погонной емкости C_0 . При этом наличие аневризм приводят к уменьшению коэффициентов затухания α и фазы β и фазового времени t_ϕ , что характеризует уменьшение скорости кровотока на данном участке.

Изменения выделенных параметров, связанных с наличием аневризм на участке сосуда, приводят к значительному изменению формы пульсовой волны и, чем меньше геометрические параметры кровеносного сосуда, тем более заметны эти изменения, то есть, наличие аневризм в малых сосудах куда более опасные, чем аневризмы в более больших сосудах.

АПРОБАЦИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ

Адекватность проведенного исследования можно определить путем нахождения одновыборочного t -критерия Стьюдента [10], используя результаты исследований [3] процесса кровообращения при наличии аневризмы в задней соединительной и передней соединительной артериях.

Одновыборочный вариант критерия Стьюдента служит для проверки нулевой гипотезы о равенстве выборочного среднего значения кровяного давления некоторого известного значения: $P_0: P = M[P]$.

На рис. 7 и 8 представлены результаты исследований процесса кровообращения в правой задней соединительной артерии в точке с координатой $x = 0,5$ см и в передней соединительной артерии в точке с координатой $x = 0,1$ см соответственно [3].

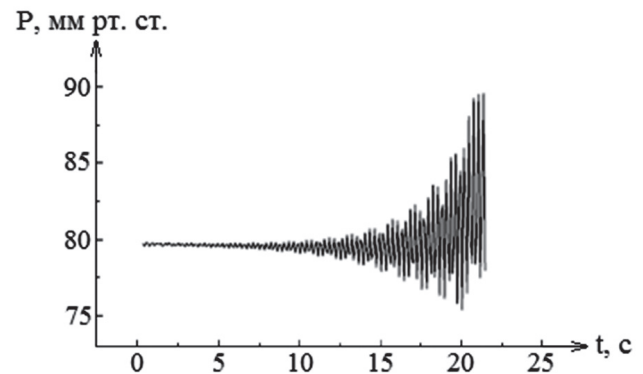


Рис. 7. График результата исследований процесса кровообращения в правой задней соединительной артерии при наличии аневризмы в точке с координатой $x = 0,5$ см [3]

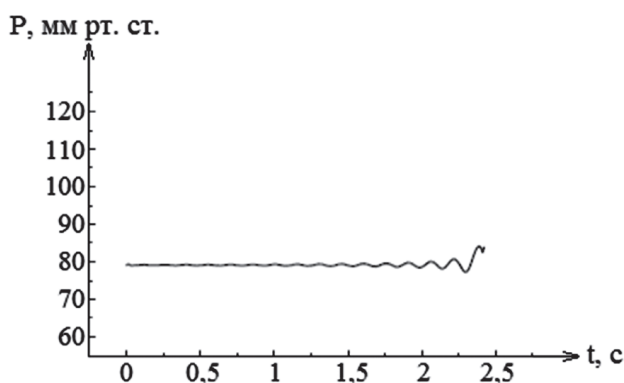


Рис. 8. График результата исследований процесса кровообращения в передней соединительной артерии при наличии аневризмы в точке с координатой $x = 0,1$ см [3]

Из этих же рисунков следует, что амплитуда пульсовой волны на участке с аневризмой возрастает с течением времени, которое отображает увеличение размера аневризмы со временем. Статистическая проверка адекватности результатов исследования проводится с помощью сравнения значений, полученных в ходе проведенного исследования со значениями, полученными из других исследований [3] с вычислением одновыборочного t -критерия Стьюдента $t_{эмп}$ как для результатов эксперимента, так и для результатов [3], но предполагая, что полученные результаты есть дискретной случайной величиной, поскольку сравнение возможно провести при одном значении кровяного давления P_k на определенной координате длины сосуда x_k , то есть при $N = 1$ — одному элементу в выборке, одной степени свободы.

Для определения критерия Стьюдента на рис. 4 и 6 были выбраны значения кровяного давления при $x = 0,5$ см и $x = 0,1$ см соответственно, а на рис. 7 и 8 — значение кровяного давления при определенном фазовом времени $3,177 \cdot 10^{-3}$ с и $1,191 \cdot 10^{-3}$ с соответственно (см. табл. 1).

Одновыборочный t -критерий Стьюдента определяется по формуле (табл. 2, восьмая строка) [10]:

$$t_{эмп} = \frac{|P - M[P]| \cdot \sqrt{N}}{\sigma}, \quad (6)$$

где $N = 1$ — число элементов в выборке; $M[P]$ — математическое ожидание, которое определяется по формуле (табл. 2, пятая строка) [10]:

$$M[P] = \sum_{i=1}^n x_i \cdot P_i = x \cdot P. \quad (7)$$

Среднеквадратичное отклонение σ определяется по формуле (табл. 2, седьмая строка) [10]:

$$\sigma = \sqrt{S}, \quad (8)$$

где S — дисперсия, которая определяется по формуле (табл. 2, шестая строка) [10]:

$$S = M[P - M[P]]^2 = \sum_{i=1}^n (P_i - M[P])^2 = (P - M[P])^2. \quad (9)$$

Результаты вычисления $M[P]$, σ , S и $t_{эмп}$ сведены в табл. 2.

Рассчитанное значение одновыборочного критерия Стьюдента интерпретируется следующим способом, исходя из свойств t -распределения: если это значение попадает в область отклонения нулевой гипотезы, то нулевая гипотеза, которая проверяется, отвергается. Область отклонения нулевой гипотезы F_1 для критерия Стьюдента определяется заранее принятым уровнем значимости ($\alpha = 0,05$) и количеством степеней свободы (в данном исследовании $n = 1$, поскольку $N = 1$) [10].

При определении критического значения t -критерия Стьюдента пользовались тем, что поскольку проведенные исследования характеризуют функциональное состояние системы церебрального кровообращения человека, то они принадлежат к классу А с доверительной вероятностью выше, чем 99,7% [11].

При одной степени свободы $n = 1$ и при доверительной вероятности 0,997 по таблице значений критического t -критерия Стьюдента получено $t_{кр} = 127,656$.

Поскольку вычисленное значение t -критерия Стьюдента меньше табличного ($t_{кр} = 127,656$), то нулевая гипотеза принимается на выбранном уровне значимости ($\alpha = 0,05$), а отличия между выборкой (результаты экспериментальных данных) и известной величиной (результаты иссле-

Таблица 2

Результаты вычисления одновыборочного t -критерия Стьюдента

Параметр	Правая задняя соединительная артерия		Передняя соединительная артерия	
	Результаты экспериментальных данных	Результаты исследования [3]	Результаты экспериментальных данных	Результаты исследования [3]
x , см	0,5		0,5	
$t_{ф.}$, с	$3,177 \cdot 10^{-3}$		$1,191 \cdot 10^{-3}$	
P , мм рт. ст.	78,75	79,15	79,35	79,52
$M[P]$	39,38	39,58	7,94	7,95
S	1550	1566,58	5099,39	5120,83
σ	39,37	39,58	71,41	71,56
$t_{эмп}$	1	0,999	1	1

дований [3]) не признаются статистически значимыми.

Найдем распределение Стьюдента по формуле:

$$f_i(P) = \frac{\Gamma\left(\frac{n+1}{2}\right)}{\sqrt{\pi \cdot n} \cdot \Gamma\left(\frac{n}{2}\right)} \cdot \left(1 + \frac{P^2}{n}\right)^{-\frac{n+1}{2}}, \quad (10)$$

где Γ – гамма-функция Эйлера; $n = 1$ – число степеней свободы.

На рис. 9 и 10 представлены графики распределения Стьюдента при исследовании процесса кровообращения при наличии аневризмы в задней соединительной и передней соединительной артериях.

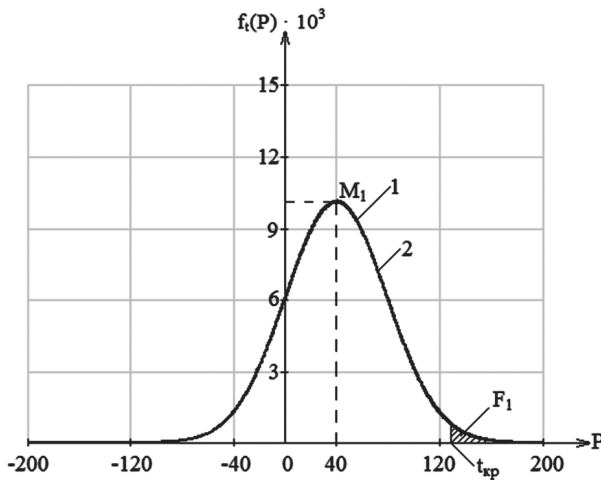


Рис. 9. График распределения Стьюдента при исследовании процесса кровообращения при наличии аневризмы в правой задней соединительной артерии: 1 – по результатам экспериментальных данных; 2 – по результатам [3]

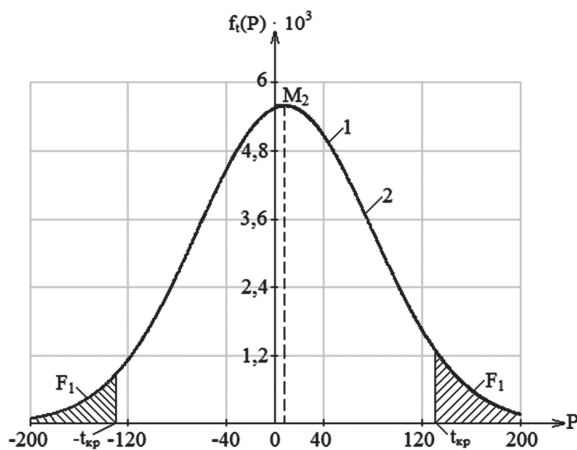


Рис. 10. График распределения Стьюдента при исследовании процесса кровообращения при наличии аневризмы в передней соединительной артерии: 1 – по результатам экспериментальных данных; 2 – по результатам [3]

Как видно из рис. 9 и 10, графики распределения Стьюдента при исследовании процесса кровообращения при наличии аневризмы в задней соединительной и передней соединительной

артериях по результатам экспериментальных данных и по результатам [3] совпадают, а также к области отклонения F_1 попадают значения кровяного давления, недопустимые в правой задней и передней соединительных артериях.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По итогам проведённых исследований получены аналитические уравнения для описания распределения значений кровяного давления вдоль длины кровеносного сосуда в наиболее частых местах формирования аневризм сосудов головного мозга, что дает возможность определить степень развития аневризмы на участках системы церебрального кровообращения. После проведения полной клинической апробации возможно будет выявить практическую значимость метода и границы его применимости в практической медицине для прогнозирования развития сосудистых мальформаций в системе кровообращения человека.

Литература

- [1] Коновалов А.Н. Хирургическое лечение артериальных аневризм головного мозга / А.Н. Коновалов. – М.: Медицина, 1979.
- [2] Хирургия аневризм головного мозга в остром периоде кровоизлияния / В.В. Лебедев, В.В. Крылов, С.А. Холодов, В.Н. Шелковский. – М.: Медицина, 1996. – 256 с.
- [3] Математическое моделирование гемодинамики в артериальной части мозгового кровообращения / И.В. Ашметков, С.И. Мухин, Н.В. Соснин, А.П. Фаворский. – М.: МАКС Пресс, 2003. – 52 с.
- [4] Владов С.І. Модель системи кровообігу людини у вигляді неоднорідної узгодженої довгої лінії з розподіленими параметрами / С.І. Владов, В.О. Мосьпан // Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. – Кременчук: КрНУ, 2012. – Вип. 2/2012 (73). – С. 56–59.
- [5] Владов С.І. Побудова моделі сигналу пульсової хвилі як вхідного сигналу моделі системи кровообігу людини у вигляді узгодженої довгої лінії / С.І. Владов, В.О. Мосьпан, О.О. Юрко // Матеріали VIII Міжнародної науково-практичної конференції «Ключові аспекти наукової діяльності – 2012». – Польща, Пшемисль, т. 14. – Біологічні науки. – С. 65–69.
- [6] Бессонов Л.А. Теоретические основы электротехники: Электрические цепи: Учеб. для электротехн., энерг., приборостроит. спецвузов. 8-е изд., перераб. и доп. / Л.А. Бессонов. – М.: Высшая школа, 1984. – С. 289–314.
- [7] Есаков С.А. Возрастная анатомия и физиология: Курс лекций. / С.А. Есаков – Ижевск: ГОУВПО «УдГУ», Биологическо-химический факультет, Кафедра анатомии и физиологии человека и животных, 2010. – 194 с.
- [8] Владов С.І. Визначення вектора радикального переміщення за схемою циліндричної оболонки кровеносної судини при симетричному навантаженні / С.І. Владов, В.О. Мосьпан, О.О. Юрко // Матеріали VIII Міжнародної науково-практичної конференції «Наукова індустрія європейського континенту – 2012», Чехія, Прага, т. 20. – Біологічні науки. – С. 22–29.

- [9] *Vladov S.* Design of the deformed state of blood vessels / S. Vladov, V. Mospan, O. Yurko // *Nauka i studia*. – Przemysl: Sp. z o. o. «Nauka i studia», 2013. – NR 7(75), 2013. – P. 72–77.
- [10] *Берестнева О.Г.* Прикладная математическая статистика: учебное пособие / О.Г. Берестнева, О.В. Марухина, Г.Е. Шевелёв. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2012. – С. 46–66.
- [11] *Суслов И.П.* Основы теории достоверности статистических показателей / И.П. Суслов. – Новосибирск: Наука. 1979. – 304 с.

Поступила в редколлегию 27.02.2014



Аврунин Олег Григорьевич, доктор технических наук, доцент, доцент кафедры биомедицинской инженерии Харьковского национального университета радиотехники. Научные интересы: методы интраскопической диагностики и хирургического планирования оперативных вмешательств на головном мозге человека; методы и средства

медицинских навигационных систем; медицинские информационные системы; методы и средства диагностики и планирования оперативных вмешательств в оториноларингологии; методы визуализации, автоматизированной обработки и анализа медицинских изображений.



Владов Сергей Игоревич, аспирант кафедры электронных аппаратов Кременчугского национального университета имени Михаила Остроградского. Научные интересы: математическое моделирование биомедицинских приборов и систем; исследование и разработка новых методов диагностики системы

кровообращения человека; математическое моделирование и разработка новых методов регистрации пульсовой волны; исследование, разработка, построение и оптимизация радиоэлектронных биологических и медицинских приборов и систем.



Моспан Владислав Александрович, кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой электронных аппаратов Кременчугского национального университета имени Михаила Остроградского. Научные интересы: исследование и разработка новых методов расчета, проектирование и математическое моделирование биологических и медицинских приборов и систем; разработка радиоэлектронного оборудования летательных аппаратов; исследование физических основ построения медико-диагностических, лечебных приборов, систем и их составных частей; разработка методов и средств повышения точности и достоверности диагностики и измерения медикобиологических параметров; разработка методов исследования, моделирования и проектирования сетей, систем и устройств телекоммуникаций.



Юрко Алексей Алексеевич, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры электронных аппаратов Кременчугского национального университета имени Михаила Остроградского. Научные интересы: разработка новых методов снятия и интерпретации ЭКГ-сигнала; разработка методов ранней диагностики и лечения кардиохирургических заболеваний; разработка технологии построения биологических и медицинских приборов и систем; математическое моделирование и разработка новых средств диагностики в отоларингологии.

УДК 532.616.1:002.5

Застосування методу електричної аналогії при дослідженні процесу кровообігу у магістральних судинах головного мозку за наявності симптом крововиливу в мозок / С.І. Владов, О.Г. Аврунін, В.О. Мосьпан, О.О. Юрко // *Прикладна радіоелектроніка: наук.-техн. журнал*. — 2014. — Том 13. — № 1. — С. 58–63.

У даній роботі проведено дослідження процесу кровообігу у магістральних судинах головного мозку за наявності симптом крововиливу в мозок із застосуванням методу електричної аналогії руху крові по судинах і руху струму на ділянці ланцюга. Отримано аналітичні рівняння для опису розподілу значень кров'яного тиску уздовж довжини кровоносної судини на ділянках, що найбільш піддаються ризику формування аневризми судин головного мозку, що дозволяє визначити ступінь розвитку мальформацій системи мозкового кровообігу. Застосування методу електричної аналогії дозволило використовувати модель системи кровообігу людини у вигляді неоднорідної узгодженої довгої лінії з розподіленими параметрами, що дало можливість швидко і точно отримати основні параметри кровотоку, які дозволяють визначити наявність аневризми на тій або іншій ділянці магістральних судин головного мозку.

Ключові слова: аневризма, кровоносна судина, довга лінія, кров'яний тиск.

Табл.: 2. Іл.: 10. Бібліогр.: 11 найм.

UDC 532.616.1:002.5

Application of the method of electric analogy for researching the process of blood circulation in great cerebral vessels in the presence of cerebral hemorrhage symptoms / S. I. Vladov, O. G. Avrunin, V. O. Mos'pan, O. O. Yurko // *Applied Radio Electronics: Sci. Journ.* — 2014. — Vol. 13. — № 1. — P. 58–63.

The paper researches the process of blood circulation in great cerebral vessels in the presence of cerebral hemorrhage symptoms with the use of the method of electric analogy between blood motion in vessels and current motion in a circuit section. Analytic equations have been derived to describe the distribution of blood pressure values along the length of a blood vessel in the most frequent places of formation of aneurysms of cerebral vessels, which allows to define the degree of aneurysm development in the cerebral blood circulation system. Application of the method of electric analogy has allowed to use the model of a human blood circulation system represented as a heterogeneous nonresonant long line with distributed parameters, that has enabled to obtain the basic blood stream parameters quickly and with precision, which made it possible to define the presence of an aneurysm in one or another section of great cerebral vessels.

Keywords: aneurysm, blood vessel, long line, blood pressure.

Tab.: 2. Fig.: 10. Ref.: 11 items.