

УДК 532.522:621.372<sup>1</sup>

**В. С. Оверко**<sup>1</sup>  
**О. К. Зенін**<sup>2</sup>  
**В. В. Білоусов**<sup>1</sup>  
**П. О. Тополов**<sup>3</sup>  
**А. В. Дмитрієв**<sup>3</sup>  
**М. В. Безкровна**<sup>1</sup>

## **ДОСЛІДЖЕННЯ КРОВОТОКУ В РІЗНИХ ТИПАХ ДИХОТОМІЙ АРТЕРІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ**

<sup>1</sup>Донецький національний університет

<sup>2</sup>Донецький національний медичний університет

<sup>3</sup>Інститут невідкладної та відновної хірургії, Донецьк

*Метою роботи є розрахунок і візуалізація поведінки потоків крові в місцях дихотомій на різних ступенях розгалуження артерій. Комп'ютерне моделювання показало, що два типи дихотомій виконують складну функцію: регулюють реологічні властивості крові та впливають на швидкість кровотоку. Це свідчить, що побудова моделі артеріальної системи людини неможлива на підставі критерію оптимальності, що базується на принципі мінімуму гідродинамічного опору.*

**Ключові слова:** побудова моделі артеріального русла, артеріальні дихотомії, математичне моделювання.

### **Вступ**

Організація оптимальної транспортної системи в зростаючому органі неможлива без участі управління, що ґрунтується на системі зворотних зв'язків. Принципи організації оптимальних артеріальних русел отримали можливість обґрунтування після відкриття механочутливості судинного ендотелію, клітини якого вибірково реагують на зміну напруги тертя з боку потоку крові.

У відповідності до дихотомічної моделі побудови артеріального русла структурно-функціональної одиницею судинного дерева є дихотомія – частина русла, яка складається з материнського та двох дочірніх сегментів [1]. В роботі О. К. Зеніна [2] переконливо виявлена наявність 4-х типів дихотомій: 1) *повна асиметрія* — величини діаметрів сегментів, які складають дихотомію, не рівні між собою, 2) *бокова асиметрія* — величина діаметра материнського сегмента дорівнює значенню діаметра більшого з дочірніх сегментів, 3) *одностороння симетрія* — величини діаметрів дочірніх сегментів рівні між собою та менші ніж значення діаметра материнського сегмента, 4) *повна симетрія* — величини діаметрів усіх сегментів рівні між собою. Крім того, було зроблено допущення щодо функціональних особливостей кожного з наведених вище типів дихотомій [2, 3]. Перевірити цю гіпотезу можна шляхом математичного моделювання кровотоку в структурно-різних типах дихотомій, що й стало метою цього дослідження.

У роботі [3] також визначено умови, за яких виконуються правила Ру і закони Мюррея. Використання результатів цих досліджень показує, що для двох з чотирьох типів дихотомій обчислити оптимальний кут розбіжності неможливо. Оскільки кількість дихотомій цих типів зі збільшенням рівня галуження складає значну частину від загального їх числа, то можна сказати, що критерій оптимальності, закладений в основі формул Мюррея не є таким на рівні артеріол.

*Метою цієї роботи є розробка методів розрахунку і візуалізації поведінки потоків крові в місцях з'єднання шунта і здорової кровоносної судини.*

### Умови моделювання гемодинаміки

Завдання вирішувалося в нестационарній тривимірній постановці, пружність стінок судин не враховувалася. Кров вважалася ньютонівською рідиною зі щільністю  $1060 \text{ кг/м}^3$  і динамічною в'язкістю  $3 \times 10^{-3} \text{ Па}\cdot\text{с}$ . Ці допущення не строго відповідають фізіологічним умовам, але результати розрахунків з використанням цих допущень якісно відповідають особливостям течій в живому організмі.

Для моделювання нестационарної ламінарної течії використовувалося рішення повної системи рівнянь Навьє–Стокса, отримане за допомогою неявної різницевої схеми в пакеті OpenFoam. Тиск визначався за стандартною схемою, для визначення швидкостей використовувалася схема з різницями протипотоку першого порядку. Що стосується взаємозв'язку між розрахунками швидкостей і тиску, то для моделювання була використана схема PISO. Часовий крок був сталий і дорівнював  $10 \text{ мс}$ .

Система розрахункових рівнянь має вигляд

$$\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right); \quad (1)$$

$$\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right); \quad (2)$$

$$\rho \left( \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right); \quad (3)$$

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0. \quad (4)$$

### Граничні умови

На вхідній межі розрахункової області був використаний плоский профіль швидкості, що відповідає об'ємному кровотоку у феморальній артерії. На виході розрахункової області задавався фоновий тиск, рівний  $0 \text{ Па}$ . Крім того, для коректного моделювання поворотної течії був використаний метод «корекції по найближчих осередках». На стінках судини задавалися умови прилипання і непротікання.

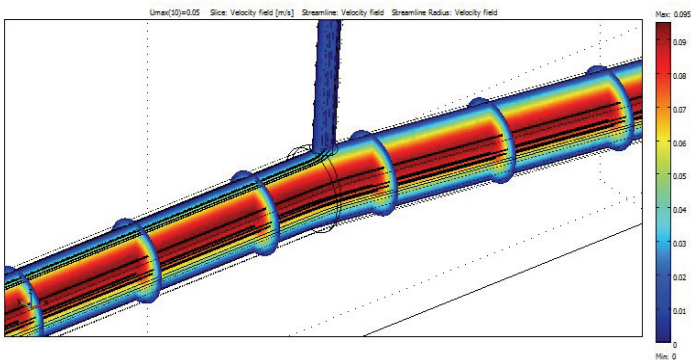


Рис. 1. Поле швидкості і лінії струму в течії по дихотомії 2 типу

У пакеті OpenFoam побудована просторова модель розрахунку полів швидкості і тиску в артеріальних дихотоміях другого і четвертого типів. Для визначення впливу інтенсивності кровотоку на характер функціонування дихотомії швидкість на вхідній межі змінювалася від  $0,01 \text{ м/с}$  до  $0,17 \text{ м/с}$  кроком  $0,005 \text{ м/с}$ .

Течія в цьому типі дихотомії характеризується як значним перевищенням витрати у більшій дочірній гілці, так і тим, що лінії струму входять в меншу гілку тільки з пристінної області батьківської судини.

Оскільки пристінний шар містить незначну кількість формених елементів, то в меншу дочірню судину потрапляє, в основному, плазма крові. Як наслідок цього, після проходження цього типу дихотомій в'язкість крові збільшується і, крім того, неньютонівські властивості крові як рідини стають більше вираженими. Це може пояснити факт ньютонівського характеру течії в магістральних кровоносних судинах і збільшення реологічності течій зі зменшення діаметрів кровоносних судин. Можна сказати, що реологічність збільшується не лише в результаті зменшення діаметра судин, але і як наслідок проходження великої кількості дихотомій 2 типу.

На рис. 2 показана зміна витрат в гілках дихотомії залежно від швидкості на вході в розрахункову область. Можна відмітити, що зі збільшенням швидкості кровотоку доля витрати в меншій

гілці збільшується, хоча і незначно. Це говорить про те, що цей тип дихотомії виконує ще і регуляторну функцію, зменшуючи витрату у більшій гілці у разі перевищення його рівня над оптимальним для цієї ділянки кровоносного русла.

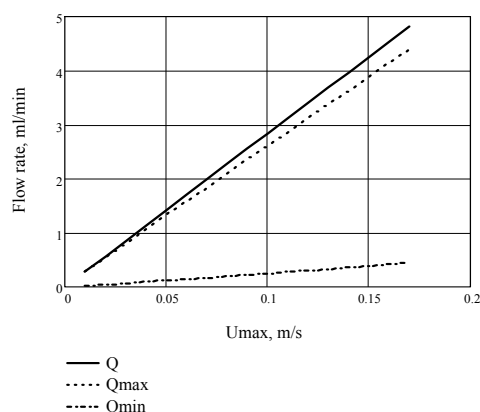


Рис. 2. Зміна витрат в різних частинах дихотомії 2 типу залежно від швидкості кровотоку

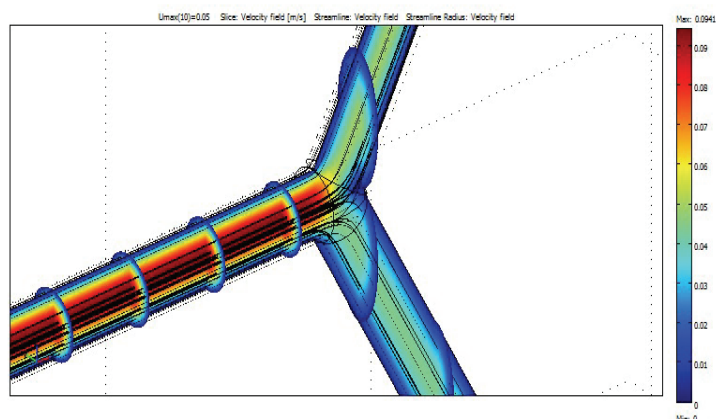


Рис. 3. Поле швидкості і лінії струму при течії по дихотомії 4 типу

Розглянемо течію в четвертому типі дихотомії (див. рис. 3). В цьому випадку реалізується функція зменшення швидкості кровотоку. Проходження декількох ділянок галуження з таким типом дихотомії зменшує швидкість кровотоку до величини характерної капілярному кровотоку. Крім того, з викривленням напрямку потоку утворюються додаткові місцеві опори, що дозволяє регулювати витрати в різних гілках дихотомії.

Аналіз особливостей кровотоку через дихотомію 4-го типу переконливо демонструє зменшення швидкості кровотоку. При проходженні крові через декілька послідовно розташованих дихотомій цього типу швидкість зменшується до величини, характерної капілярному кровотоку. Крім того, при викривленні напрямку потоку виникають додаткові локальні опори, що також дозволяє регулювати тиск у артеріолах людини

### Висновки

Розрахунки показують, що дихотомія другого типу виконує дві функції: збільшує реологічність крові і регулює кровоток у більшій дочірній гілці. Дихотомія 4 типу призначена для зменшення швидкості кровотоку до необхідного в капілярних течіях.

Два типи дихотомій не описуються на основі припущень покладених в основу правил Ру і законів Мюррея. Це свідчить, що побудова моделі артеріальної системи людини неможлива на підставі критерію оптимальності, що базується на принципі мінімуму гідродинамічного опору. Найімовірніше, необхідно використовувати критерій оптимальності, який базується на регулюванні швидкості кровотоку до меж нормальної течії в капілярах.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Дмитриев А. В. Концептуальные модели древовидного артериального русла / А. В. Дмитриев, О. К. Зенин, Ю. В. Довгялло // Вестник неотложной и восстановительной медицины. — 2007. — Т. 8., № 2. — С. 297—302.
2. Зенин О. К. Морфофункциональные принципы организации артериального русла большого круга кровообращения: дис. ... д-ра мед. наук : 14.03.01 / О. К. Зенин. — К., 2005. — 468 с.
3. Гурьянов В. Г. Математический анализ пределов применимости «правила Ру» для структурно-различных типов артериальных дихотомий / В. Г. Гурьянов, Ю. В. Довгялло, О. К. Зенин // Український морфологічний альманах. — 2005. — Т. 3, № 4. — С. 26—27.
4. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов : пер. с англ. / Т. Педли. — М. : Мир, 1983. — 400 с.
5. Скобцов Ю. А. Моделирование и визуализация поведения потоков крови при патологических процессах / Ю. А. Скобцов, Ю. В. Родин, В. С. Оверко. — Донецк : ИПММ НАНУ, изд-во «Заславский». — 2008. — 212 с.

Рекомендована кафедрою загальної фізики і фотоніки ВНТУ

Стаття надійшла до редакції 7.10.2013

**Оверко Віталій Станіславович** — старш. наук. співроб. НДЧ фізико-технічного факультету, e-mail: overko.vitalij@yandex.ru,

**Білоусов В'ячеслав Володимирович** — д-р тех. наук, професор, завідувач кафедри фізики нерівноважних процесів, метрології і екології імені Івана Лукича Повха;

**Безкровна Марина Вікторівна** — канд. техн. наук, пров. наук. співроб. НДЧ фізико-технічного факультету. Донецький національний університет, Донецьк;

**Зенін Олег Костянтинович** — д-р мед. наук, професор, завідувач кафедри анатомії людини. Донецький національний медичний університет, Донецьк;

**Тополов Павло Олександрович** — канд. мед. наук, завідувач відділенням кардіохірургії;

**Дмитриєв Андрій Вікторович** — канд. мед. наук, хірург відділення рентгенендоваскулярної хірургії. Інститут невідкладної та відновлювальної хірургії, Донецьк

**V. S. Overko<sup>1</sup>**  
**O. K. Zenin<sup>2</sup>**  
**V. V. Belousov<sup>1</sup>**  
**P. O. Topolov<sup>3</sup>**  
**A. V. Dmitriev<sup>3</sup>**  
**M. V. Beskrovna<sup>1</sup>**

## Investigation of the blood flow at the different types of dichotomy of the human arterial system

<sup>1</sup>Donetsk National University

<sup>2</sup>Donetsk National Medical University

<sup>3</sup>Institute of Emergency and Reconstructive Cardiac Surgery

*The aim of the paper is to study the calculation and visualization of blood flow in the dichotomies at different levels branching arteries. Computer simulations showed that two types of dichotomy perform a complex function: regulate the flow properties of the blood and affect the velocity of blood flow. This shows that building a model of the human arterial system founded on criteria of optimality based on the principle of minimum hydrodynamic resistance is impossible.*

**Keywords** : building a model of arterial system, arterial dichotomy , mathematical simulation.

**Overko Vitalii S.** — Senior Research Assistant of the Department of Physics and Technology, e-mail: overko.vitalij @ yandex.ru;

**Belousov Viacheslav V.** — Dr. Sc. (Eng.), Professor, Head of the Chair of physics of non-equilibrium processes, metrology and ecology of Ivan Povh;

**Beskrovna Maryna V.** — Cand. Sc. (Eng.), Leading Research Assistant of Physics and Technology Department.

**Zenin Oleg K.** — Dr. Sc. (Med.), Professor, Head of the Chair of Human Anatomy;

**Topolov Pavel O.** — Cand. Sc. (Med.), Head of Cardiac Surgery Department;

**Dmitriev Andrii. V.** — Cand. Sc. (Med.), Surgeon of the Department of Endovascular Surgery

**В. С. Оверко<sup>1</sup>**  
**О. К. Зенин<sup>2</sup>**  
**В. В. Белоусов<sup>1</sup>**  
**П. А. Тополов<sup>3</sup>**  
**А. В. Дмитриев<sup>3</sup>**  
**М. В. Бескровная<sup>1</sup>**

## Исследования кровотока в различных типах дихотомий артериальной системы человека

<sup>1</sup>Донецкий национальный университет

<sup>2</sup>Донецкий национальный медицинский университет

<sup>3</sup>Институт неотложной и восстановительной хирургии

*Целью работы является расчет и визуализация поведения потока крови в местах дихотомий на различных уровнях ветвления артерий. Компьютерное моделирование показало, что два типа дихотомий выполняют*

*сложную функцию: регулируют реологические свойства крови и влияют на скорость кровотока. Это свидетельствует о том, что построение модели артериальной системы человека, основанной на критерии оптимальности, базирующемся на принципе минимального гидродинамического сопротивления, невозможно.*

**Ключевые слова:** Построение модели артериального русла, артериальные дихотомия, математическое моделирование.

**Оверко Виталий Станилавович** — старш. науч. сотр. НИЧ физико-технического факультета, e-mail: overko.vitalij@yandex.ru;

**Белоусов Вячеслав Владимирович** — д-р тех. наук, профессор, заведующий кафедрой физики неравновесных процессов, метрологии и экологии имени Ивана Лукича Повха;

**Бескровная Марина Викторовна** — канд. техн. наук, вед. науч. сотр. НИЧ физико-технического факультета;

**Зенин Олег Константинович** — д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой анатомии человека;

**Тополов Павел Александрович** — канд. мед. наук, заведующий отделением кардиохирургии;

**Дмитриев Андрей Викторович** — канд. мед. наук, хирург отделения рентгенэндоваскулярной хирургии