

Гистограмма распределения спектральной плотности мощности альфа-ритма показывает, что при этом происходит снижение указанного параметра на величину от 5,8 % до 16,2 % по отношению к фону. Уровень тета-ритма уменьшается на величину от 0 до 7,2 %, как это видно из рис. 4, *а* и *б*. Пропускная способность канала передачи остается постоянной и составляет 2000 бит/с при изменении времени отправки информационных пакетов от 20 до 30 мс при передаче электроэнцефалограммы в сенсорной сети на расстоянии до 3 м.

### Заключение

На основании проведенных предварительных экспериментальных исследований сенсорной сети в тестовом режиме при передаче электроэнцефалограммы показана возможность реализации элементов нейрокомпьютерного интерфейса с использованием сверхширокополосных приемопередающих устройств ППС-40А.

## NEUROINTERFACE: ITS OPERATION PRINCIPLES AND REALIZATIONS

A. V. SIDORENKO

### Abstract

The principles of brain computer interfaces are developed. We propose the elements of brain computer interfaces realization which are based on ultra - wideband transceiver PPS-40A. The results of experimental transmission the tested signal as electroencephalograms are proposed.

*Keywords:* brain-computer interface, transceiver devices, test signal.

### Список литературы

1. Сидоренко А.В., Дмитриев А.С., Андреев Ю.В. // Труды Междунар. конгресса по информатике «Информационные системы и технологии». Минск, 4–7 ноября 2013. С. 174–178.
2. Сидоренко А.В., Солодуха Н.А. // Матер. Междунар. научн. конф. «Молекулярные, мембранные и клеточные основы функционирования биосистем». Минск, 17–20 июня 2014. С. 35–37.

УДК 004.942, 616-005.4

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ КРОВОТОКА (СКОРОСТИ И ДАВЛЕНИЯ) В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СОСУДА

Д.А. БАЛЮК, И.Ю. БАЗИК, Е.Д. ВИТКОВСКИЙ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь*

*Поступила в редакцию 17 ноября 2016*

Рассмотрены основные патологии сонной артерии человека. Приведены результаты имитационного моделирования кровотока человека при различных патологиях сосудистого русла сонной артерии методом конечных элементов в программном комплексе FlowVision.

*Ключевые слова:* сонная артерия, патологическая извитость, моделирование гемодинамических явлений, метод конечных элементов.

## Введение

Одной из самых актуальных проблем научной медицины и практического здравоохранения являются болезни системы кровообращения. На данный момент среди причин смертности инсульт головного мозга занимает второе место после инфаркта миокарда. Причинами нарушения мозгового кровообращения ишемического характера являются атеросклероз сонных артерий и их патологическая извитость [1]. Для восстановления кровообращения в пораженных сосудах помимо медикаментозного лечения нередко проводятся реконструктивные операции. В настоящее время существует множество методик хирургической коррекции данной патологии. Первыми хирургическую коррекцию патологической коррекции провели в 1959 году Quattelbaum, Upson and Neville [2]. Часто невозможно объективно оценить, какой тип оперативного вмешательства будет оптимальным для конкретного пациента. В связи с этим вопросы моделирования гемодинамики крупных кровеносных сосудов приобретают в последнее время все большую актуальность. Это связано с необходимостью прогнозирования возможного поведения сосуда в ближайшие и отдаленные периоды после оперативного вмешательства.

При моделировании течение крови в системе кровообращения в общем случае описывается трехмерными нестационарными уравнениями для вязкой в общем случае неньютоновской жидкости совместно с уравнениями динамики эластичных оболочек сосудов [3]. Это связано с необходимостью учета реальных свойств крови, пространственной геометрии сосудов, влияния вязкости, взаимного влияния гидродинамики сосудов и их деформации. Кровь обычно рассматривается как однородная ньютоновская среда. Задача моделирования течения крови в значительной мере облегчается тем обстоятельством, что практически во всех отделах кровеносной системы наблюдается ламинарный режим течения. Таким образом, одной из основных проблем построения вычислительного алгоритма является необходимость решения уравнений Навье-Стокса в областях с подвижными криволинейными границами. В работе [4] проведено имитационное моделирование кровотока человека в сонной артерии методом конечных элементов при различной геометрии сосудистого русла. На основании проведенных вычислений выполнен анализ распределения скорости и давления кровотока на протяжении участка с рассматриваемой патологией.

## Методика эксперимента

Процедура моделирования гемодинамических явлений в сонной артерии с патологией предполагает создание ее твердотельной геометрической модели в среде SolidWorks. Спроектировано 8 моделей артерии с патологией на внутренней сонной артерии: сонная артерия без видимых патологий, модели сонной артерии с изгибом в 90–130°, модель сонной артерии с S-образным изгибом, а также модель с патологией петля (см. рис. 1). Геометрические модели используются для моделирования кровотока человека в сонной артерии методом конечных элементов в среде FlowVision с целью получения распределения физических параметров жидкости (скорости и давления). Визуализация результатов расчета осуществляется с помощью постпроцессора FlowVision.

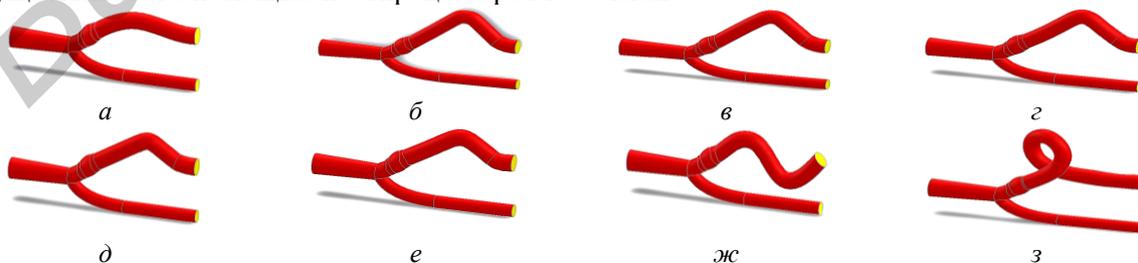


Рис. 1. Результаты построения геометрии сонной артерии: а – без патологии; б – С-образная патология с углом изгиба 90°; в – С-образная патология с углом изгиба 100°; г – С-образная патология с углом изгиба 110°; д – С-образная патология с углом изгиба 120°; е – С-образная патология с углом изгиба 130°; ж – S-образная патология; з – петля

**Результаты и их обсуждение**

После получения визуализации параметров, проведен анализ исследований влияния угла изгиба внутренней сонной артерии на гемодинамику сонной артерии. Как видно из рис. 2, уменьшение угла изгиба (от 130° до 90° включительно) приводит к увеличению зоны низких скоростей. Это приводит к уменьшению объема крови, поступающей в мозг. Наблюдается увеличение зоны низких касательных напряжений на стенке в месте изгиба, внутренней сонной артерии.

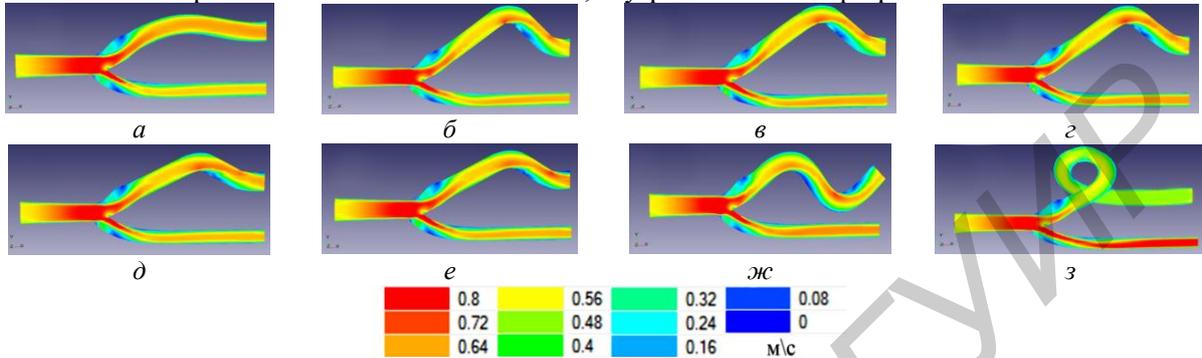


Рис. 2. Распределение скорости в продольном сечении сосуда: *a* – без патологии; *б* – С-образная патология с углом изгиба 90°; *в* – С-образная патология с углом изгиба 100°; *г* – С-образная патология с углом изгиба 110°; *д* – С-образная патология с углом изгиба 120°; *е* – С-образная патология с углом изгиба 130°; *жс* – S-образная патология; *з* – петля

Резкое искривление линий тока в извитости вызывает значительную асимметрию распределения скорости в поперечном сечении сосуда. За счет этого происходит заметное уменьшение касательных напряжений на выпуклой стороне стенки. Таким образом, наличие извитости создает дополнительно благоприятные условия для развития атеросклероза. Наблюдается турбулентное течение (рис. 3). Это приводит к уменьшению среднего объемного кровотока в извитости.

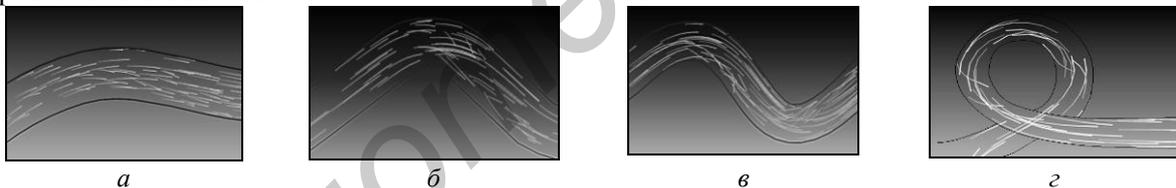


Рис. 3. Течение крови в зависимости от изгиба артерии: *a* – без патологии; *б* – С-образная патология с углом изгиба 90°; *в* – S-образная патология; *г* – петля

Для определения изменения гемодинамики при патологиях, вычислим объемную скорость кровотока на выходе из внутренней и наружной сонной артерии, используя полученные визуализации. Для этого на выходе каждой артерии было построено поперечное сечение и разбито по критерию распределения скорости на элементарные площади (рис. 4).

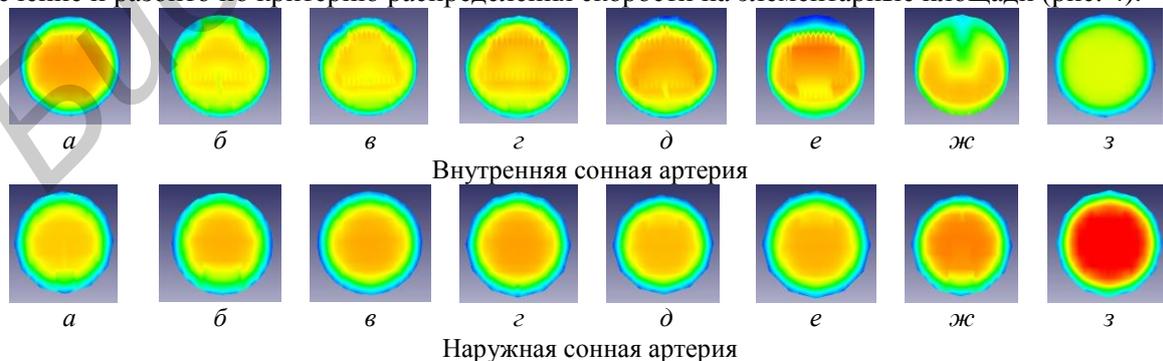


Рис. 4. Распределение скорости в поперечном сечении артерии: *a* – без патологии; *б* – С-образная патология с углом изгиба 90°; *в* – С-образная патология с углом изгиба 100°; *г* – С-образная патология с углом изгиба 110°; *д* – С-образная патология с углом изгиба 120°; *е* – С-образная патология с углом изгиба 130°; *жс* – S-образная патология; *з* – петля

Для определения изменения скорости кровотока при патологиях, зафиксировав некоторые значения скоростей в центре и у краев просвета сосуда (табл. 1).

Таблица 1. Распределение скоростей в полости сонной артерии

Тип СА	Вход потока крови в сонную артерию	Перегиб сонной артерии	Выход потока крови из сонной артерии
	Скорость кровотока, м/с		
без патологий			
90°			
S-образный			
с петлей			

Объемная скорость кровотока была рассчитана по (1), полученные результаты сведены в табл. 2:

$$Q = \sum_{i=1}^i v_i \cdot S_j, \tag{1}$$

где  $v_i$  – скорость  $i$ -го цвета;  $S_j$  – площадь  $j$ -го цвета.

Таблица 2. Объемная скорость кровотока в сонной артерии

Тип СА	Объемная скорость кровотока во внутренней СА $Q$ , $m^3/c \cdot 10^{-6}$	Объемная скорость кровотока в наружной СА $Q$ , $m^3/c \cdot 10^{-6}$
без патологий	28,31 (100%)	12,198 (100%)
с изгибом 130°	27,46 (97%)	12,346 (101%)
с изгибом 120°	26,66 (94%)	12,846 (105%)
с изгибом 110°	25,06 (89%)	12,872 (106%)
с изгибом 100°	24,81 (88%)	13,004 (107%)
с изгибом 90°	21,48 (76%)	13,764 (113%)
с изгибом S-обр.	21,01 (74%)	13,963 (115%)
с петлей	20,45 (72%)	16,037 (132%)

На рис. 5 представлены полученные результаты в виде цветного изображения распределения давления скорости для различных патологиях. Проанализировав полученные результаты моделирования, установлено, что уменьшение угла изгиба приводит к увеличению зоны низких скоростей и завихрений у выпуклой стенки изгиба сосуда, наблюдается повышение уровня давления, оказываемого кровью на область каротидного синуса. При наличии патологии до зоны деформации может регистрироваться снижение линейной скорости.

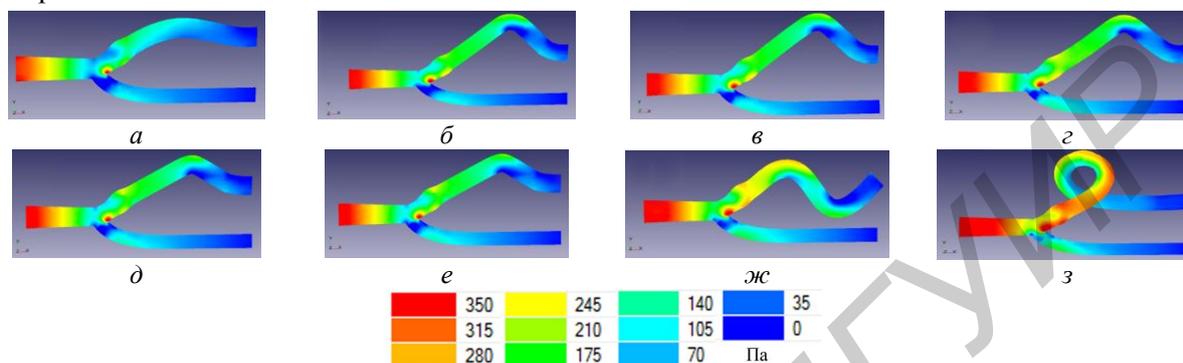


Рис. 5. Распределение давления в продольном сечении сосуда: *а* – без патологии; *б* – С-образная патология с углом изгиба 90°; *в* – С-образная патология с углом изгиба 100°; *г* – С-образная патология с углом изгиба 110°; *д* – С-образная патология с углом изгиба 120°; *е* – С-образная патология с углом изгиба 130°; *ж* – S-образная патология; *з* – петля

В зоне деформации отмечается повышение скорости кровотока. За зоной деформации скорость кровотока уменьшается и стабилизируется. Исследование объемного кровотока на выходе из внутренней сонной артерии показало, что извитость значительно уменьшает объем крови, поступающей в головной мозг. Артерия с патологиями петля, S-образная и перегиб сокращают величину объемного кровотока почти на 30 % по сравнению с неизвитой артерией и являются наиболее опасными видами патологической извитости внутренней сонной артерии. Моделирование показало, что уменьшение объема крови, проходящей через внутреннюю сонную артерию, сказывается на его увеличении в наружной сонной артерии.

### Заключение

Проведено моделирование кровотока в сонной артерии человека методом конечных элементов. Из полученных данных видно, что наиболее опасной является патология «петля». При этой патологии наблюдается наибольшее падение объемной скорости во внутренней сонной артерии 28 % и увеличение скорости в наружной сонной артерии на 32 %. Характеристики кровотока, измеряемые с помощью современных методов доплеровской, ультразвуковой и лазерной флоуметрии, могут быть проанализированы на предмет проявления сосудистых патологий путем их сравнения с результатами математического моделирования. Это позволяет создавать новые методы неинвазивной диагностики (без хирургического вмешательства) в клинической практике.

## MODELING OF BLOOD FLOW PARAMETERS (VELOCITY AND PRESSURE) DEPENDING ON BLOOD VESSEL GEOMETRIC PATTERN

D.A. BALIUK, I.Y. BAZIK, E.D. VITKOUSKI

### Abstract

The main human carotid artery pathologic patterns are considered. The results of artificial finite elements method modelling of blood flow via FlowVision software package are shown in various pathologic patterns of carotid arteries.

*Keywords:* carotid artery, pathological tortuosity, the finite elements method.

**Список литературы**

1. Извитости сосудов позвоночника, шеи и мозга: причины, симптомы, лечение [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://sosudinfo.ru/golova-i-mozg/izvitost-sosudov/>. – Дата доступа: 17.11.2016.
2. Quattlebaum, J.K., Upson E.T., Neville R.L. // Ann Surg. 1959. Vol. 150, № 10. P. 824–832.
3. Каро К., Педли Т., Штотер Р. Механика кровообращения. М., 1981.
4. Винников В.В., Ревизников Д.Л. // Математическое моделирование. 2005. Т. 17, № 8. С.15–30.

УДК 961.762

**ВЛИЯНИЕ ФОРМЫ И РАЗМЕРА ЧАСТИЦ НА ОСТЕОИНТЕГРАЦИЮ ПОРИСТЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ ПОРОШКА ТИТАНА**

М.В. ТУМИЛОВИЧ\*, В.В. САВИЧ, А.И. ШЕЛУХИНА

*\*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
П. Бровка, 6, Минск, 220013, Беларусь*

*ГНУ «Институт порошковой металлургии» НАН Беларуси  
Платонова, 41, Минск, 220072, Беларусь*

*Поступила в редакцию 18 ноября 2016*

Приведены результаты исследований влияния размеров частиц, размеров пор, формы металлических порошков на качество остеоинтергации (прорастания костной ткани в поры имплантата). Показано, что прочность сцепления с костной тканью у имплантатов, полученных из губчатого порошка титана, на 8–11 % выше, чем у имплантатов, полученных из сферических порошков.

*Ключевые слова:* размер частицы порошка, форма частицы, размер пор, имплантат, остеоинтеграция.

**Введение**

Для лечения различного рода заболеваний в ортопедии, кардиологии, офтальмологии и других направлениях медицины со второй половины XX века широко используются имплантаты, зонды, эндоскопы и другие изделия медицинской техники, которые производятся, как правило, традиционными методами: литьем; всеми видами обработки давлением; обработки материалов резанием [1–5]. Для повышения потребительских свойств изделий (в первую очередь, биосовместимости) используются различные виды финишной обработки поверхности в зависимости от ее назначения – полировка, струйно-абразивная обработка, пассивирование, нанесение покрытий из оксида титана, гидроксипатита и т.п. [5–13].

С 90-х годов XX века для производства имплантатов стали все чаще использоваться методы порошковой металлургии, в первую очередь для нанесения пористых и биоактивных покрытий из порошков металлов и керамики на ортопедические и дентальные имплантаты – напыленных или припеченных слоев порошка, волокон, сетки и т.п. [4, 5, 8, 9, 14–21], что обеспечило врастание или остеоинтеграцию – ingrowths в них костных тканей (системы Judet, Harris, Galante, Autophor 900S и др.). Для достижения качественной остеоинтеграции требуется плотный контакт кости с металлической поверхностью и стабильная первичная фиксация [14]. Однако через 5–7 лет после имплантации таких систем иногда стали наблюдаться случаи отторжения имплантатов вместе с проросшей костной структурой, которая не получала адекватного питания [22]. В этой связи был проведен ряд исследований влияния среднего размера пор, объемной пористости, толщины пористого покрытия и других параметров на остеоинтеграцию имплантата [1, 14–19, 23].