

высокое пространственное разрешение. Изменяя некоторые параметры ИП при проведении МР-томографии, можно прийти к компромиссу между длительностью исследования и качеством изображения [2].

Именно с этой задачей приходится сталкиваться операторам МР-томографов и врачам на практике при проведении исследований каждый день.

Список использованных источников:

1. Эверт Блинк. Основы МРТ: физика // перевод на русский язык Макарова Е.В. , 2000. – 76с.
2. Губанов Н.И. Медицинская биофизика. – Москва : Медицина, 1987. – 335с.
3. Минаков Е. И., Серегин П. С. Импульсные последовательности магнитно-резонансной томографии // Вестник новых медицинских технологий. Том 3. - Москва. – 265с.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ И АНАЛИЗ ГЕМОДИНАМИКИ АНЕВРИЗМ СОННОЙ АРТЕРИИ

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
г. Минск, Республика Беларусь

Балюк Д.А.

Давыдом М.В. – к.т.н., доцент

Заболевания связанные с сердечно-сосудистой системой широко распространены и несут за собой тяжелые последствия для здоровья человека. В медицине выделяется множество патологий сонных артерий, отличающихся друг от друга особенностями проявления и способами лечения. Одним из таких тяжелых и неприятных патологий считается аневризма, которая представляет собой растягивание сосудистой стенки, в результате чего она становится тонкой и ранимой. Поэтому моделирование гемодинамики крупных кровеносных сосудов (сонной артерии) приобретают в последнее время все большую актуальность.

В данной работе было проведено моделирование кровотока сонной артерии человека методом конечных элементов. Для этого построено 5 моделей сонной артерии: без видимой патологии, с веретеновидной аневризмой, мешковидной аневризмой, мешковидно-веретеновидной аневризмой и псевдоаневризмой. Для создания геометрических моделей сонной артерии использовался программный комплекс SolidWorks. Моделирование производилось с использованием среды FLOWVISION. При моделировании решены такие задачи как: построение геометрии сонной артерии, задание физических свойств сред, задание граничных и других условий модели (таблица 1).

Таблица 1 – Характеристики моделируемой сонной артерии

Тип сонной артерии	Диаметр, мм	Скорость кровотока в сонной артерии, м/с
без видимой патологии	6-8-10	5
с веретеновидной аневризмой	6-8-10	5
с мешковидной аневризмой	6-8-10	5
с мешковидно-веретеновидной аневризмой	6-8-10	5
с псевдоаневризмой	6-8-10	5

Ниже представлен анализ изменения параметров кровотока (скорость и давление) при различном типе аневризм (рисунок 1, 2).

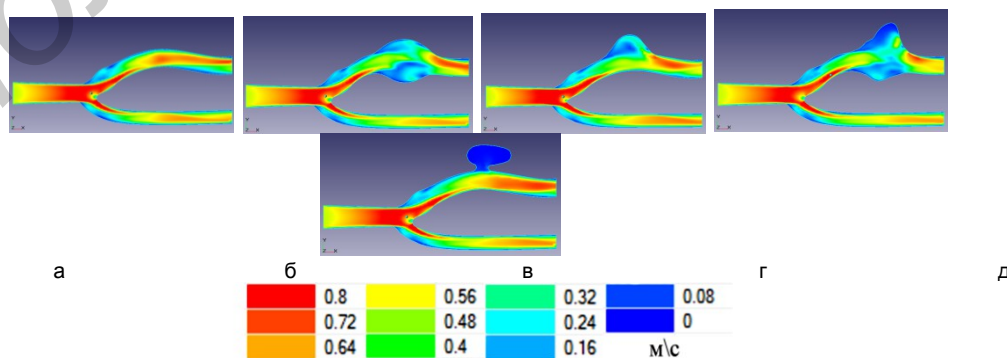


Рис. 1 – Распределение скорости кровотока

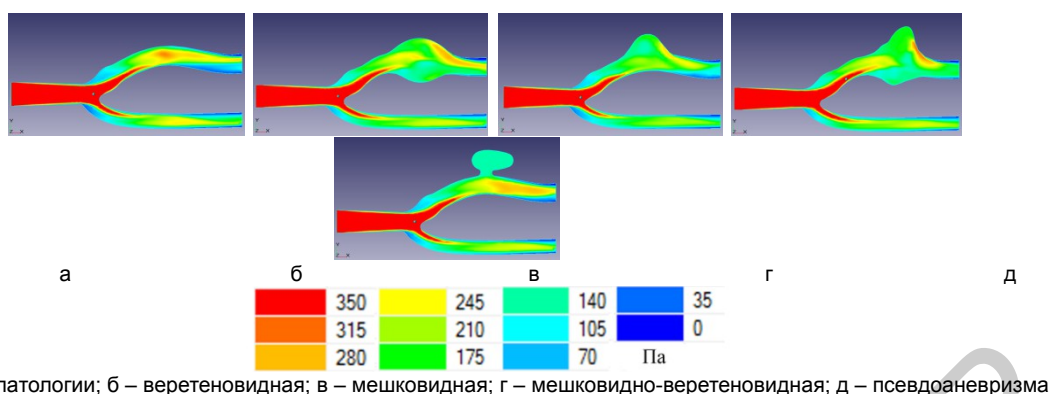


Рис. 2 – Распределение полного давления кровотока

Исходя из полученных результатов, видно, что из-за изменения геометрии сосудистого русла наблюдается изменение потока крови с ламинарного на турбулентное. Это практически не влияет на изменение скорости прохождения кровотока в сонной артерии. Также наблюдается увеличение давления на стенке аневризмы. Опасность данного явления заключается в возникновении риска разрыва артерии в связи с утончением и растяжением ее стенки. Для псевдоаневризмы характерно застаивание крови в полости аневризмы и повышенное давление на стенке шейки.

Список использованных источников:

1. Аневризма сонной артерии и способы ее лечения [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://cerdcesosud.ru>

## АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ ОПТОТРАНЗИСТОРНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ ПУЛЬСА

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
г. Минск, Республика Беларусь

Белый П. В.

Собчук Н.С. – ст. преподаватель

В работе «Оптотранзисторный измеритель пульса на микроконтроллере ATMEGA 328» было описана разработка схемы устройства, однако не был затронут алгоритм определения частоты пульса по данным, приходящим с АЦП.

Основной проблемой при обработке данных с датчика пульса стал тот факт, что амплитуда очень сильно меняется при в зависимости от положения датчика относительно человека. Поэтому данные сначала необходимо нормировать. То есть умножить на такой коэффициент, чтобы его амплитуда была равна заданной величине на продолжительном временном участке. Тогда определить удары сердца можно будет с помощью обычного пикового детектора[1].

АЦП измеряет напряжение с частотой 160Гц Рисунок 1. При каждом измерении результат помещается в FIFO буфер емкостью 256 байт. На осциллограмме это можно представить, как движущееся вдоль временной оси окно. При каждом смещении окна на один отсчет вычисляется среднее арифметическое (постоянная составляющая) и максимальное значение.

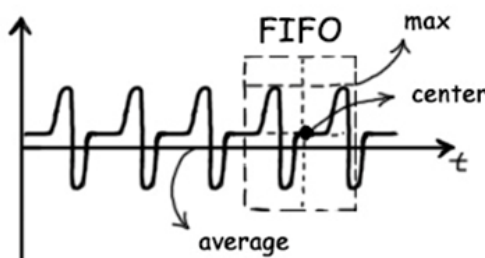


Рисунок 1 – Схема работы алгоритма

Затем из значения центральной точки в буфере вычитается постоянная составляющая. Полученное число умножается на требуемую амплитуду сигнала и делится на реальную амплитуду внутри окна.