

ветвления или схождения сосудов, а ребра — самим сосудам. Каждый сосуд характеризуется своей длиной, диаметром в ненапряженном состоянии (при нулевом давлении), гидродинамическим сопротивлением, скоростью распространения в нем возмущений и параметрами, задающими его эластичность. Течение крови рассчитывается по описанной выше модели.[2],[3] Используются клинические данные, полученные в НИИПК им. Мешалкина при проведении реальных операций.

В исследовании отклик сосудистой сети на внешнее воздействие изучался на разветвленных модельных графах, включающих десятки ребер-сосудов и узлов, соответствующих местам сосудистого ветвления. Моделировались последствия устранения артериовенозной мальформации

Моделирование кровотока через АВМ позволяет определить критические точки аномалии, в которых могут достигаются экстремальные параметры давления и скорости. Для этой цели были построены диаграммы для давления P в сосуде и скорости U , а так же для потока Q проходящего через один сосуд и расхода энергии E . Они определяются по формулам соответственно:

$$Q = US, \quad E = Q(P + \alpha \rho U^2 / 2), \quad (1)$$

Диаграммы для скорости и давления (представлены для 53 и 54 сосудов):

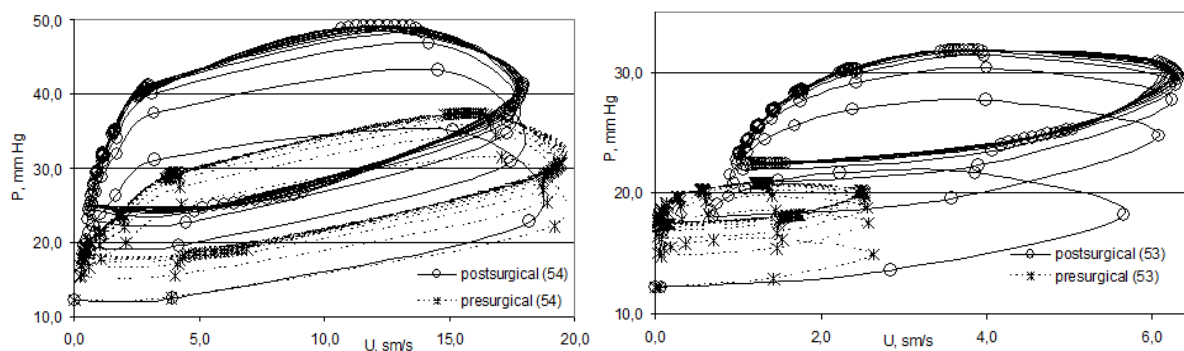


Рис. 2. Диаграммы для давления P и скорости U до и после заклепки сосудов . Сплошной линией показаны значения после заклепки, пунктирной до. Слева приведена диаграмма для 54 сосуда, справа для 53.

Диаграммы для Энергии и потока (представлены для 53 и 54 сосудов):

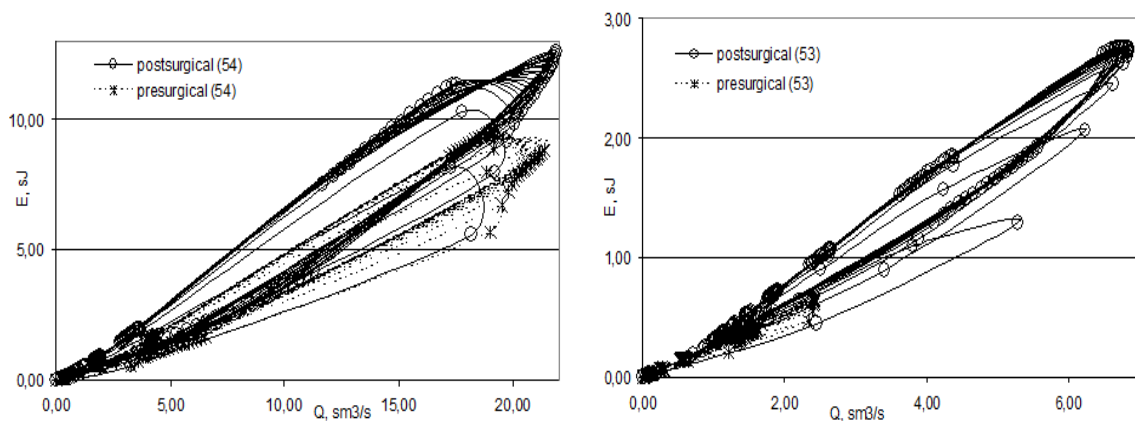


Рис. 3. Диаграммы для расхода энергии E и потока Q до и после заклейки сосудов . Сплошной линией показаны значения после заклейки, пунктирной до. Слева приведена диаграмма для 54 сосуда, справа для 53.

Где P и U это давление и скорость крови в сосуде , S сечение сосуда , α — безразмерный коэффициент, а ρ — плотность крови.

Такие расчеты являются предпосылкой для предоперационного моделирования. В частности в данной работе выявлялся оптимальный режим окклюзии сосудов, а так же проводилось сравнение с сетью сосудов без АВМ (предполагается, что она удалена хирургическим путем). Качество эмболизации (нехирургическая процедура, состоящая в избирательной окклюзии (закупорке) кровеносных сосудов). Качество эмболизации определяется через давление или скорость, рассчитывается по формуле:

$$\varepsilon_p = \frac{|P_1 - P_0|}{P_0} \quad \text{или} \quad \varepsilon_u = \frac{|U_1 - U_0|}{U_0}, \quad (2)$$

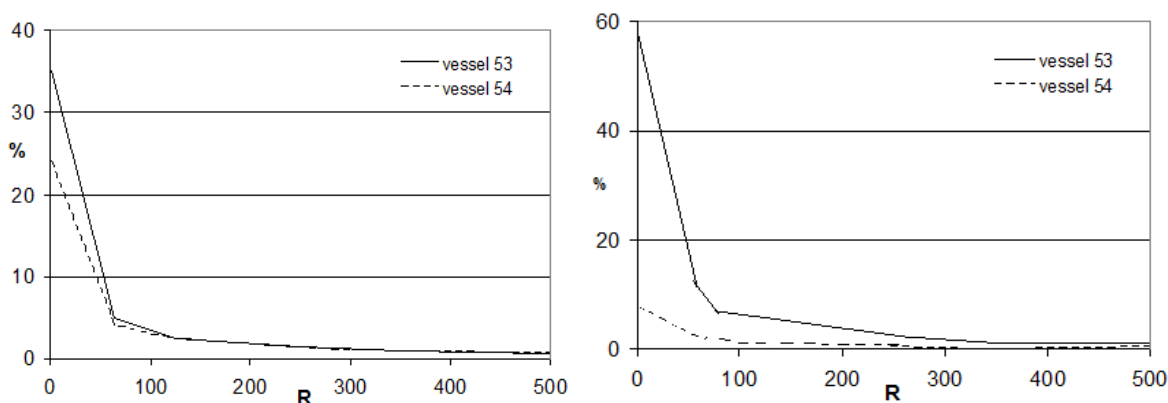


Рис.4. Графики зависимости качества эмболизации ε , определенного через давление P (левый график) или скорость U (правый график) по формулам (2), от сопротивления R . Пунктирной линией показаны результаты для 54 сосуда, сплошной — для 53 сосуда.

где P_1 —давление в некоторых выбранных сосудах при текущем сопротивлении R , а P_0 —давление в этих же сосудах только без мальформации (считаем, что она вырезана). Аналогично U_1 —скорость в некоторых выбранных сосудах при текущем сопротивлении R , а U_0 — скорость в этих же сосудах только без мальформации (считаем, что она вырезана).

Литература

1. *Холодов А.С.* Некоторые динамические модели внешнего дыхания и кровообращения с учетом их связности и переноса веществ // в сб. под ред. Белоцерковского О.М., Холодова А.С. Компьютерные модели и прогресс медицины. С.127–163. М.: Наука, 2001.
2. *Симаков С.С.* Численное исследование динамики системного кровотока при кровопотере // Информационные технологии моделирования и управления. 8(33):931–938, 2006.
3. *Симаков С.С., Холодов А.С., Евдокимов А.В.* Методы расчета глобального кровотока в организме человека с использованием гетерогенных вычислительных моделей // В кн.: Медицина в зеркале информатики. М.: Наука, 2008. С. 124-170.
4. Физиология человека: учебник для вузов: в 2 ч. / под ред. Р. Шмидта, Г. Тевса. М.: Мир, 1996. Ч. 2.
5. Механика кровообращения / К. Каро, Т. Педли, Р. Шротер и др. М.: Мир, 1981. Ч. 2.

Работа выполнена при поддержке грантов РФФИ 11-01-0855-а и МК 2719.2012.9