

ГИБРИДНАЯ МНОГОМАСШТАБНАЯ МОДЕЛЬ КРОВООБРАЩЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАНЕНИИ

Г. А. Быков^{1,2}, М. А. Пантелеев¹⁻³

¹*Центр теоретических проблем физико-химической фармакологии,
Российская академия наук, Москва, Россия*

²*Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия*

³*Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии,
онкологии и иммунологии им. Дмитрия Рогачёва, Москва, Россия*

Локальное повреждение сосудистой системы приводит к изменениям гемодинамических условий в остальной интактной части системы кровообращения, которая в свою очередь определяет граничные условия в области патологии. Необходимо количественно описать гемодинамические изменения и механизмы, лежащие в их основе.

Нашей целью была разработка математической модели для исследования изменений кровотока как в области патологии, так и в остальных интактных сосудах системы кровообращения.

Была построена многомасштабная стационарная модель гемодинамики для моделирования изменений потоков и давлений в сосудистой системе руки человека при венепункции. Кровь рассматривалась как несжимаемая Ньютоновская жидкость, протекающая через жёсткие цилиндрические сосуды под воздействием постоянного перепада давлений как граничных условий. Область патологии рассматривалась как трёхмерная область, в которой численно решалась система уравнений Навье-Стокса и непрерывности. Остальные сосуды были представлены в модели в виде системы линейных алгебраических уравнений, основанных на законе Пуазейля.

При малых радиусах раны, ниже критического значения 320 мкм, скорость кровопотери определялась гидродинамическим сопротивлением раны и возрастала с увеличением радиуса раны согласно сигмоидальному закону. При радиусах раны, больших чем 320 мкм скорость кровопотери определялась гидродинамическими сопротивлениями окружающих сосудов и не зависела от радиуса раны. Объёмный расход крови в окружающих сосудах зависел от радиуса раны по тому же закону, что скорость кровопотери. Давление в каждой бифуркации системы кровообращения было убывающей функцией радиуса раны и зависело от неё по сигмоидальному закону. Амплитуда падения давления была больше в бифуркациях, располагавшихся ближе к ране. Амплитуда падения давления в каждой бифуркации зависела от сопротивлений сосудов, отводящих кровь из данной бифуркации. Чем больше значение сопротивления, тем больше амплитуда падения давления.

Таким образом существует три режима кровотока при проколе вены: а) при малых размерах раны скорость кровопотери определяется гидродинамическим сопротивлением раны; режим «контроль раны», б) переходный режим, при котором влияние раны и сосудов системы на скорость кровопотери сопоставимо, в) при больших размерах раны кровотечение определяется сопротивлением периферических сосудов, режим «контроль периферии».

Давления во всей сосудистой системе падают при проколе сосуда, и амплитуда этого падения в каждом анастомозе системы контролируется отводящими кровь из данной точки сосудами и частями повреждённого сосуда, ближайшими к новым граничным условиям (нулевое давление атмосферы).