

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОТКЛОНЕНИЯ ЛЕПЕСТКА КЛАПАНА СЕРДЦА В ANSYS.

Пронкевич С.А., Коваль Ю.Г.

Лечение сосудисто-сердечных заболеваний является актуальной проблемой и исследование процессов кровотока в сердце и поведение его компонентов, в частности клапанов, требует комплексного изучения. Составление аналитических моделей поведения биологических тканей, которые из-за сложности геометрии требуют численного решения в САЕ системах.

Описание работы клапанов сердца.

Работа клапанов сердца описывается функцией времени $R_i(t)$, $i \in 1, 10, 11, 15$ которую можно рассмотреть как переменное сопротивление клапана. Потоки крови между камерой сердца и сосудистой системой регулируются клапанами сердца. Клапан считается проводящим каналом с переменной проводимостью, нелинейно зависящий от значений функций кровообращения в его непосредственной окружности. В математическом описании протекания крови через клапан пренебрегаем инерционностью потока крови, так как она играет второстепенную роль (по сравнению с сопротивлением) в функционировании клапана.

Во многих работах клапан моделируется простым релейным элементом, открывающимся или закрывающимся в зависимости от перепада входного давления. Однако в реальном сердце наблюдается регургитация – течение крови через клапан в обратном направлении, непосредственно перед закрытием клапана. При моделировании клапана с описанием регургитации открытие клапана происходит в момент, когда возникает сколь угодно малый перепад давлений в направлении открытия. Открывшийся клапан остается полностью открытым до появления обратного потока крови через него, после чего его проводимость начинает уменьшаться и, когда в обратном направлении протек заданный объем, клапан окончательно скачком закрывается.

Для упрощения вычислений входные (атрио-вентрикулярные) клапаны моделируются простым релейным элементом. Для выходных (аортального и легочно-артериального) клапанов применена упрощенная модель, которая позволяет имитировать регургитацию.

Примем проводимость открытого клапана постоянной, равной p_i^* . Изменение проводимости $p_i(t)$ клапанов сердца можно выразить зависимостями

$$p_i(t) = \frac{1}{R_i(t)} = \begin{cases} p_i^*, & P_{i-1}(t) \geq P_j(t), \\ 0, & P_{i-1}(t) < P_j(t). \end{cases} \quad (1)$$

Здесь $P_{i-1}(t)$, $P_j(t)$ – давление крови до и после клапана соответственно.

Будем считать, что клапан откроется, как только в нем возникает перепад давления в направлении открытия, то есть

$$P_{i-1}(t) - P_j(t) > 0. \quad (2)$$

Клапан остается открытым, пока выполняется условие

$$q_i(t) > -q_i^*. \quad (3)$$

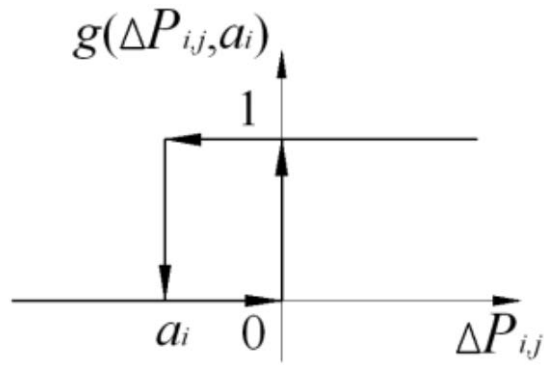


Рис. 1. Гистерезисная функция $g(\Delta P_{ij}, a_i)$

Если обратный поток превысит заданное значение q_i^* , клапан закроется.

Легко убедиться, что условие (3) равноценно условию

$$P_{i-1}(t) - P_j(t) > -\frac{q_i^*}{P_i} \quad (4)$$

Из вышесказанного следует, что данная модель клапана обладает гистерезисной характеристикой зависимости проводимости от перепада давления на нем. Для сокращенной записи функционирования клапана определим гистерезисную функцию $g(\Delta P_{ij}, a_i)$ (рис. 1)

$$g(\Delta P_{ij}, a_i) \begin{cases} \frac{1}{2}(\text{sign}(\Delta P_{ij}) + 1), \frac{d(\Delta P_{ij})}{dt} \geq 0, \\ \frac{1}{2}(\text{sign}(\Delta P_{ij} - a_i) + 1), \frac{d(\Delta P_{ij})}{dt} < 0, \end{cases} \quad (5)$$

Здесь $\Delta P_{ij} = P_{i-1}(t) - P_j(t)$. Параметр гистерезисной функции определяется как

$$a_i = \begin{cases} 0, (i, j) \in \{(10, 10); (15, 1)\}, \\ -\frac{q_i^*}{P_i}, (i, j) \in \{(2, 2); (11, 11)\} \end{cases} \quad (6)$$

С помощью функции $g(\Delta P_{ij}, a_i)$ модель клапанов сердца можно записать в следующем виде

$$p_i(t) = \frac{1}{R_i(t)} = p_i^* g(\Delta P_{ij}, a_i). \quad (7)$$

Таким образом, нулевое значение коэффициента a_i соответствует входным клапанам сердца, наличие гистерезиса $a_i \neq 0$ – выходным клапанам.

Составленная аналитически функция позволяет описать работу клапана, и может быть учтена при моделировании работы клапана в САЕ системах которые в настоящее время находят в науке и технике все большее распространение. Во многих случаях получение аналитического решения не представляется возможным ввиду сложности геометрии и условий закрепления или нагружения модели. Численный же анализ позволяет получить и исследовать решение таких задач. Поэтому в современной биомеханике широко используются методы конечного элемента, позволяющие моделировать любые задачи. В частности, одним из программных комплексов, использующих МКЭ, является ANSYS, обладающий полным набором функций для решения поставленных задач.

Проблемы определения НДС, скоростей и траекторий движения тока крови являются одними из основных в современной медицине. Результаты исследования позволят диагностировать атеросклеротические изменения сосудистой стенки на ранней стадии заболевания, выбрать оптимальный вариант реконструкции сосудистого русла, прогнозировать результаты реконструктивных операций, таких, как эндартерэктомия и ангиопластика, а также выявлять условия образования аневризм крупных кровеносных сосудов.



Постановка задачи. Модель лепестка клапана и жидкости оказывающей воздействие представлена на рисунке 2. Для моделирования жидкости выбран элемент FLUID141 для моделирования клапана PLANE182. Для моделирования жидкости как крови были введены значения плотности 1050кг/м^3 и вязкости, $4,8\text{E-}4$ кгс/м. Скорость потока жидкости $0,35$ м/с давление на выходе из канала равно 0 Па. Лепесток клапана закреплен по грани прилегающей к стенке канала.

В результате расчета получены следующие значения основных показателей потока жидкости:

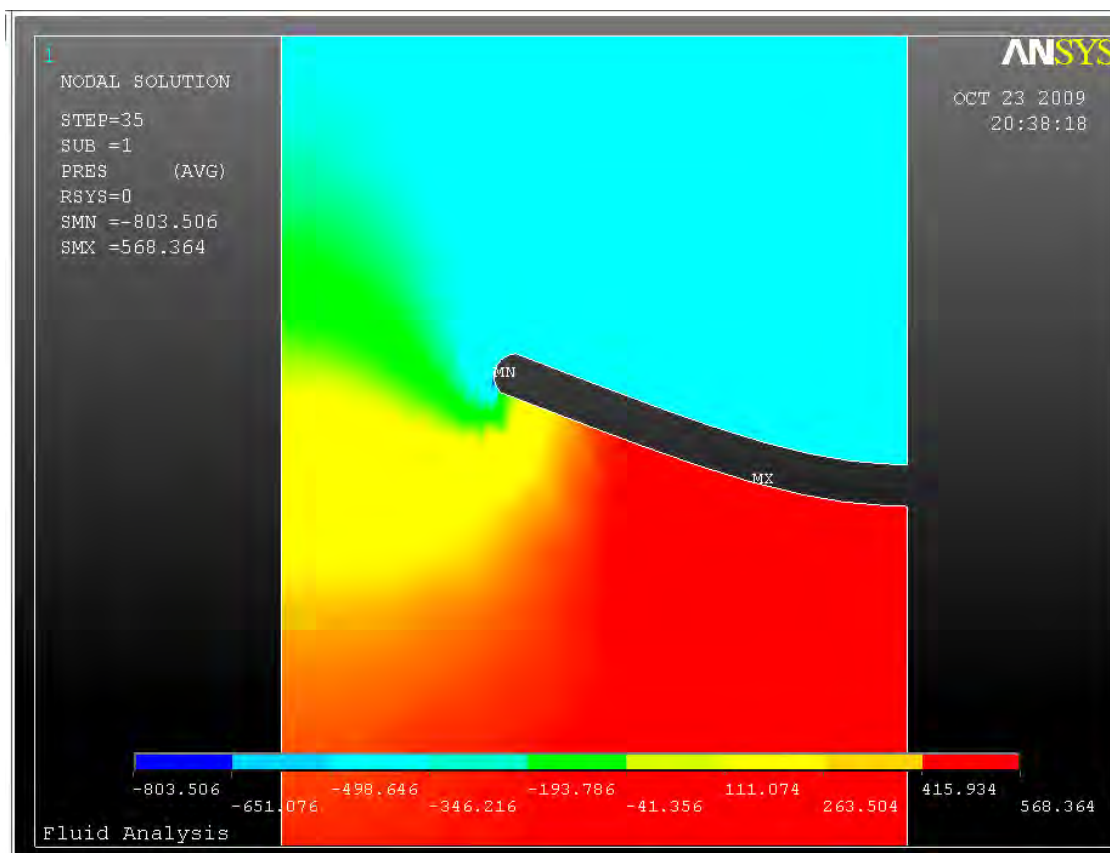


Рис 2а Распределение давления.

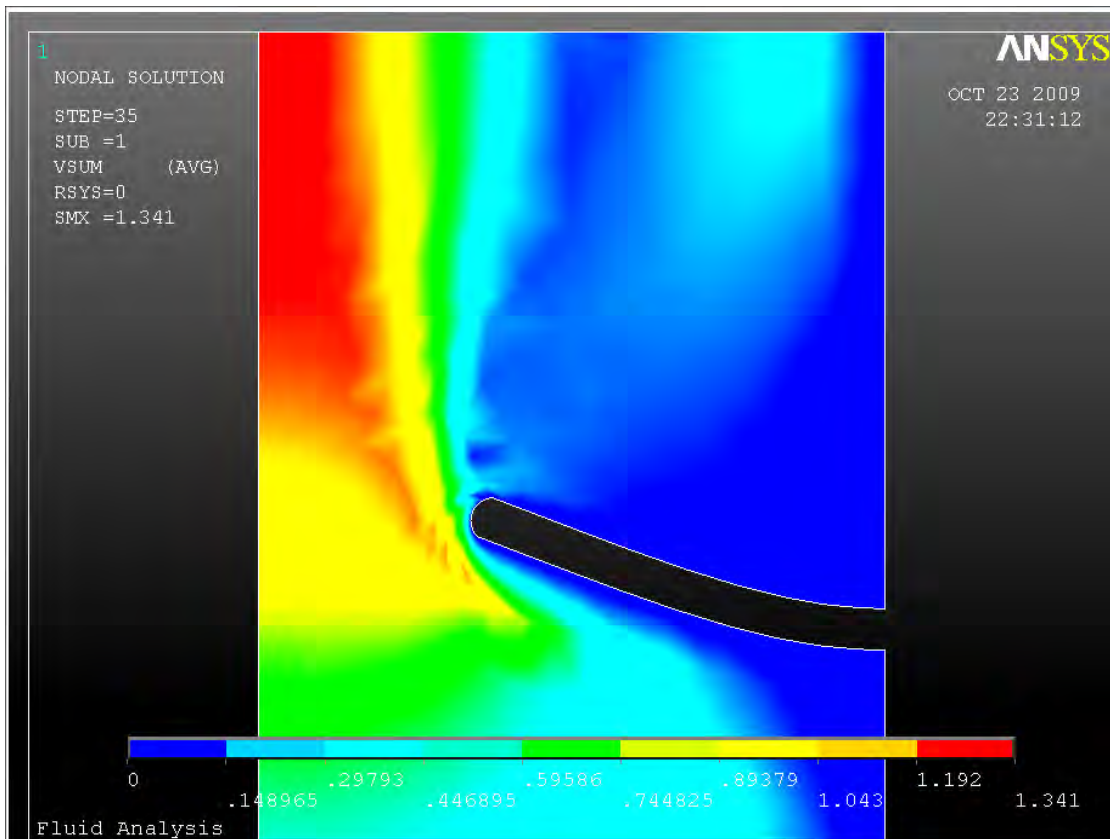


Рис 26 Распределение скорости потока

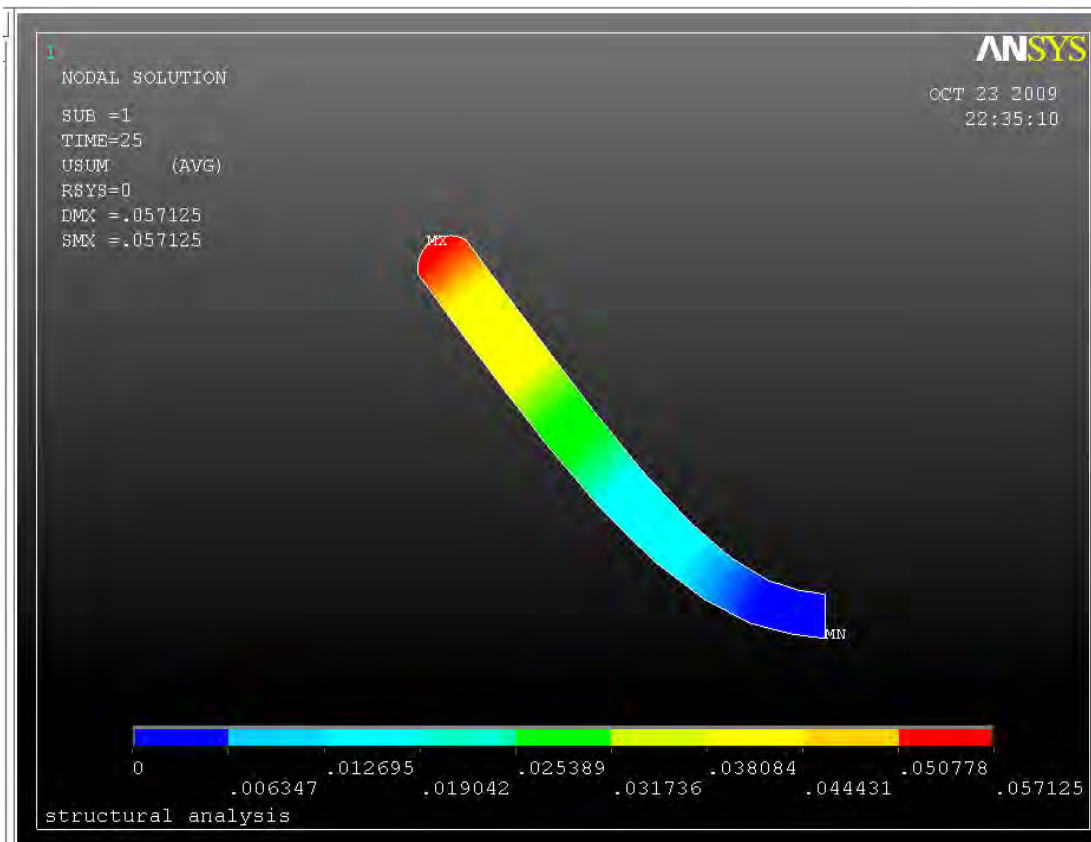


Рис 3 Перемещение лепестка клапана.

Вывод:

В дальнейшем предполагается решение более сложных задач с целью построения численно-аналитической модели динамики кровотока отдельных участков сонной артерии в норме, с патологическими изменениями и после реконструктивных операций. Результаты исследований найдут широкое теоретическое и практическое применение в таких областях медицины, как ангиология, кардиология, сердечно-сосудистая хирургия, смогут существенно облегчить задачи по выбору оптимальных способов реконструкции сосудистого русла в каждом конкретном случае тяжелого течения заболевания, а в случае легкого течения – своевременно определить начало болезни, что позволит предупредить её дальнейшее прогрессирование.

ЛИТЕРАТУРА

- 1 МОДЕЛЬ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ, ОРИЕНТИРОВАННАЯ НА СОВРЕМЕННУЮ ИНТЕНСИВНУЮ ТЕРАПИЮ С.В. Фролов, С.Н. Маковеев, Д.Ш. Газизова, В.А. Лищук.
- 2 Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. Медицина, 1991 – 256с.
- 3 Чигарев А.В. Кравчук А.С. Смалюк А.Ф. ANSYS для инженеров. Москва «машиностроение» 2004.