

УДК 57.089.001.66

ЗАВИСИМОСТЬ ПРОЧНОСТИ СВАРЕННЫХ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ ОТ ДИАМЕТРА, ТОЛЩИНЫ И МОДУЛЯ ЮНГА СТЕНКИ.

А.В. Лебедев, И.А. Бойко.

Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт"

UDC 57.089.001.66

DEPENDENCE OF DURABILITY OF THE WELDED BLOOD VESSELS FROM DIAMETER, THICKNESS AND YOUNG'S MODULUS OF THE WALL.

A.V. Lebedev, I.A. Boyko.
Kiev Polytechnic University

***Аннотация.** Сварка кровеносных сосудов уменьшает потери крови при хирургических операциях. С помощью программы компьютерного моделирования Solid Works исследовано распределение механических напряжений в сварочном шве. Напряжения наиболее существенно зависят от диаметра сосуда и толщины его стенки. Модуль Юнга оказывает меньшее влияние на прочность. Статья может быть полезна для хирургов и разработчиков оборудования сварки живых тканей.*

***Summary.** Blood vessel welding decreases blood losses and duration of the surgical operation. Mechanical strengths was investigated by Solid Works computer simulation. Strengths depend from diameters and wall thickness. Article may be useful for surgeons and engineers.*

Ключевые слова: кровеносный сосуд, давление, потеря крови, прочность, Solid Works, механическое напряжение.

Key word: blood vessel, pressure, blood losses, strength, Solid Works, mechanical stress.

ВВЕДЕНИЕ.

Перекрытие сосудов – наиболее часто используемая процедура при хирургических операциях (Рис.1). Использование технологии сварки биологических тканей позволяет осуществлять доступ и мобилизацию органов с минимальными потерями крови. Операции производятся на «сухом» операционном поле. При этом уменьшается продолжительность операции, упрощается ее техника, не используется шовный материал, уменьшается времени операции и восстановительного периода.

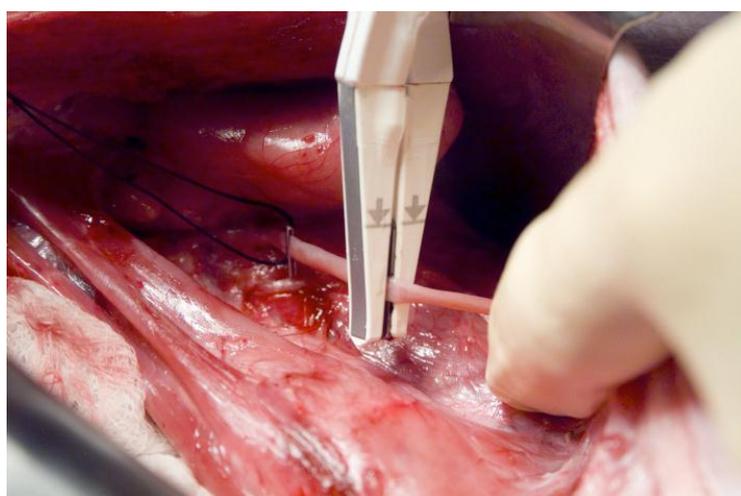


Фото. 1. Сварка артерии диаметром 6 мм.

Прочность сваренных сосудов существенно выше максимально возможного давления крови и, в среднем, составляет 700 мм.рт.ст. Максимальная прочность достигает 1600 мм.рт.ст, минимальная превышает 500 мм.рт.ст. Гистологические исследования показывают сохранение основных элементов мышечной стенки сосуда и их небольшое повреждение. Это способствует быстрому заживлению. Сварка кровеносных сосудов применяется во всех областях хирургии [1-3].

ЦЕЛЬ И ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ.

После перекрытия сосуд подвергается механическим воздействиям, стремящимся разрушить сварное соединение. Серьезным воздействием

является пульсации давления крови, способные привести к усталостным изменениям сварного соединения. Поэтому, для определения прочности сварки, необходимо исследовать механические напряжения в сварочном шве и стенках сосуда.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Анализ распределения напряжения в сварочном шве проводится с помощью пакета Solid Works. Возможность применения этой программы для исследования прочности кровеносных сосудов показана в работе[4]. Для компьютерного моделирования необходимо знать диаметр сосуда, толщину его стенки, модуль Юнга (упругости). Стенка сосуда состоит из трех слоев, имеющих различные толщины и свойства (Рис.2.).

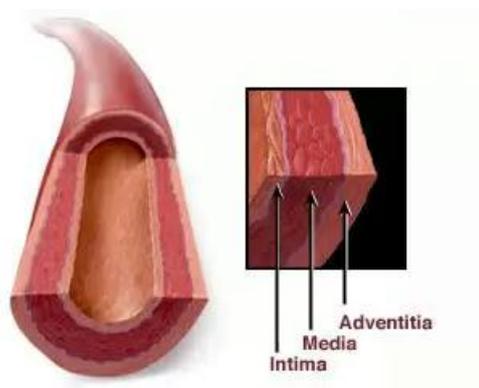


Рис. 2. Строение кровеносного сосуда.

В литературе наиболее часто дается информация по толщине комплекса «интима-медиа». Толщина зависит от диаметра сосуда, возраста пациента и состояния его здоровья. Для сосудов среднего и крупного калибра она изменяется от 0,4 до 1,2 мм [4-6]. Толщина адвентиции – несколько десятых миллиметра.

Слои стенки сосуда имеют разное строение и, соответственно, разные механические свойства. Модуль Юнга стенки сосуда E зависит от его типа и диаметра. Для аорты $E=4,66$ МПа; коэффициент Пуассона $\nu =0,49$ [4].

Сонная артерия имеет $E = 7.11 \cdot 10^5$ Па; бедренная артерия $9 \dots 12 \cdot 10^5$ Па [7].

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ДАННЫЕ И ИХ ОБРАБОТКА

В качестве примера исследовано распределение напряжений в артериях диаметром 6 мм и 1,8 мм в зависимости от толщины стенки и модуля Юнга. При внешнем диаметре 6 мм толщина стенки принималась равной 1 и 0,5 мм. При внешнем диаметре 1,8 мм толщина стенки равна 0,6 и 0,3 мм. Для каждого случая расчёты проводились для двух значений модуля Юнга: 5 и 0,5 мПа. Давление крови внутри сосуда – 250 мм.рт.ст. = 33 250 Па.

Исследовать напряжения можно классическими методами теории сопротивления материалов или с помощью компьютерного моделирования. Наиболее наглядно использовать программы для моделирования. Для этого случая удобно использовать комплекс Solid Works. Он позволяет строить сложные геометрические модели объектов и производить исследования статических напряжений, резонансных частот, нагрева при сварке. Для выполнения анализа необходимо построить объемную модель сваренного сосуда (рис.3).

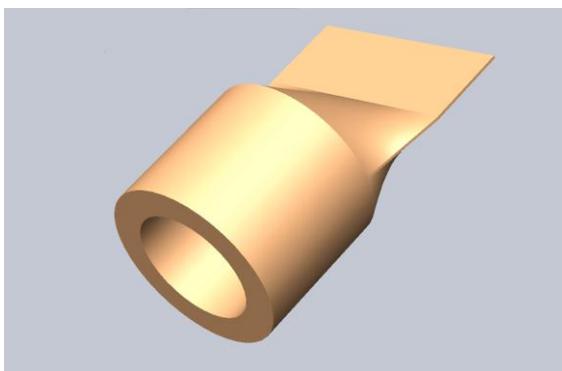


Рис. 3. Модель сваренной артерии диаметром 6 мм.

После создания модели с помощью модуля Simulation выполняется анализ статических напряжений в стенках сосуда. Наибольшее напряжение существует в боковом участке сварочного шва (Рис.4).

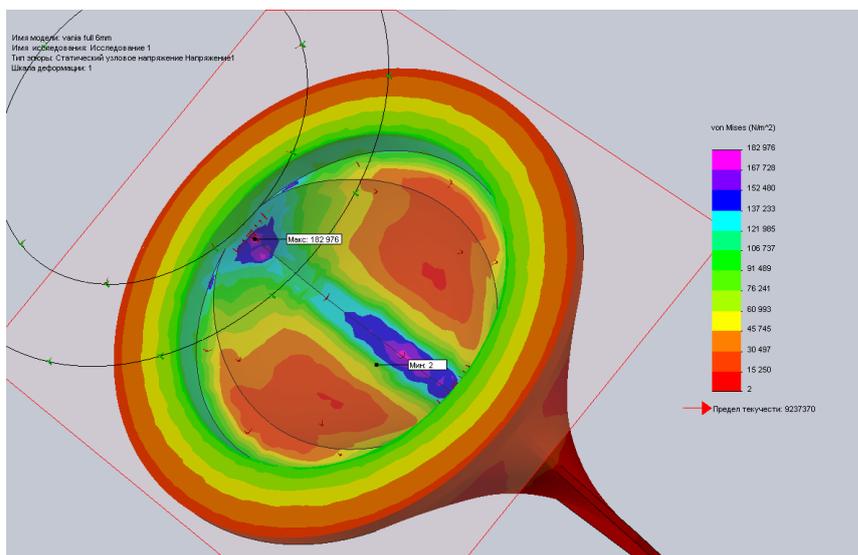


Рис.4. Напряжение в артерии диаметром 6 мм, толщина стенки 1 мм, $E=0,5$ мПа. Максимальное напряжение на поверхности шва 184 976Па.

При увеличении модуля Юнга до 5 мПа, распределение напряжений и их величины почти не изменяются.

При уменьшении толщины стенки в два раза, максимальное напряжение увеличилось почти в два раза (Рис. 5.).

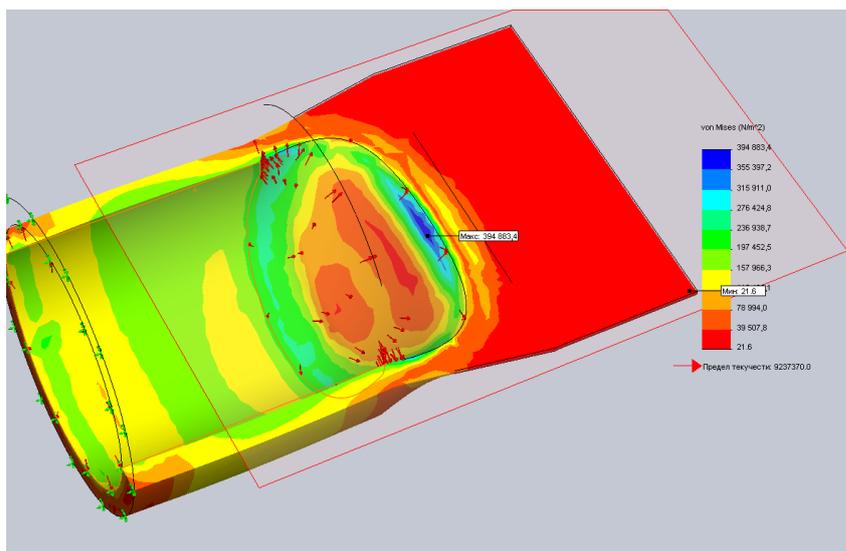


Рис. 5. Напряжение в артерии диаметром 6 мм толщина стенки 0,5 мм при модуле упругости 5 мПа. Максимальное напряжение 384 883 Па.

Уменьшение модуля Юнга в 10 раз привело к незначительному возрастанию максимального напряжения до 411 549 Па (Рис. 6.).

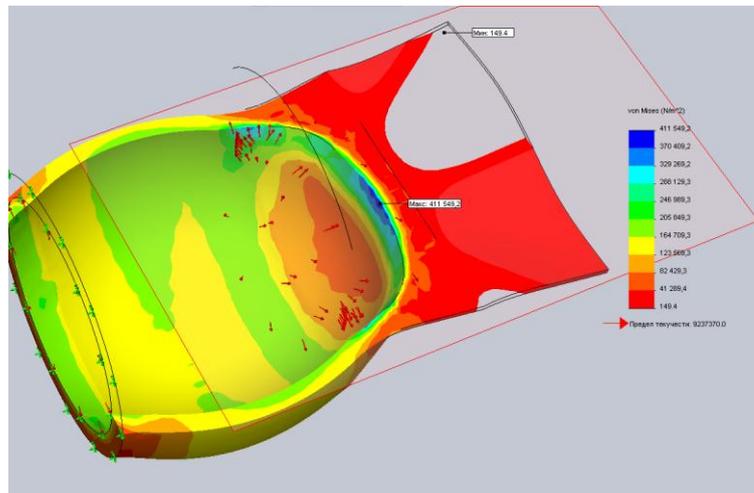


Рис. 6. Напряжение в артерии диаметром 6 мм толщина стенки 0,5 мм при модуле упругости 0,5 мПа. Максимальное напряжение 411 549 Па.

При уменьшении диаметра сосуда до 1,8 мм, максимальное напряжение уменьшается почти в два раза (Рис.7).

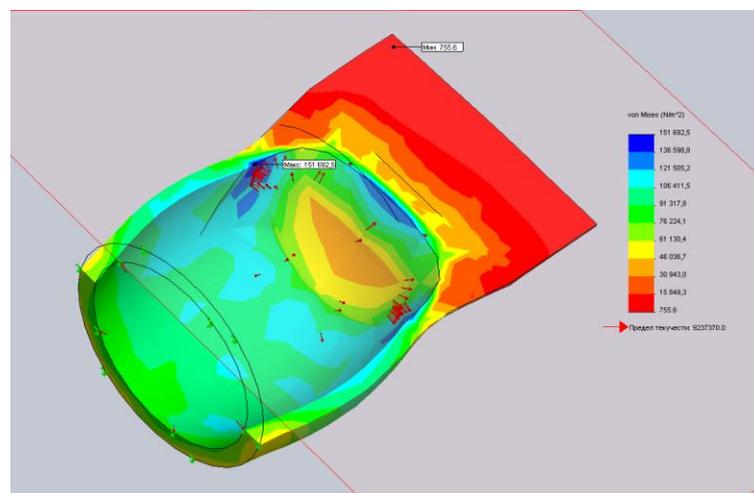


Рис. 7. Напряжение в артерии диаметром 1,8 мм толщина стенки 0,3 мм при модуле упругости 0,5 мПа. Максимальное напряжение 151 692 Па.

Увеличение E до 5 мПа, как и в предыдущих случаях, почти не повлияло на максимальное напряжение.

Увеличение толщины стенки сосуда в два раза незначительно уменьшило максимальное напряжение до 132 361 мПа (Рис. 8.).

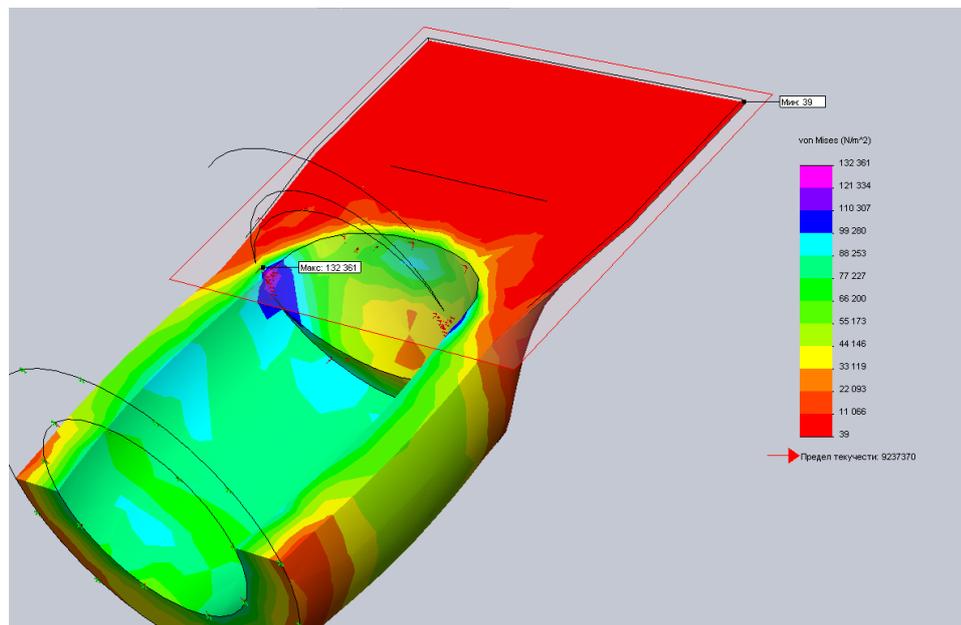


Рис. 8. Напряжение в артерии диаметром 1,8 мм, толщина стенки 0,6 мм, $E=5$ мПа. Максимальное напряжение 132 361 мПа.

ВЫВОДЫ

1. Программу Solid Works удобно использовать для анализа механических напряжений в сваренных кровеносных сосудах.
2. Наибольшее влияние на напряжения в сварочном шве оказывают его диаметр и толщина стенки.
3. Увеличение диаметра сосуда и уменьшение толщины стенки приводят к возрастанию механических напряжений в сварочном шве.
4. Программу Solid Works удобно использовать для определения оптимальных размеров и формы сварочного шва, обеспечивающих минимальные механические напряжения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Патон Б.Е., Иванова О.Н. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. - Киев: Наукова думка, 2009.- 200 с.
2. А.Г. Гринцов, О.В. Совпель, Ю.А. Шаповалова и др. Сравнительная оценка эффективности электрохирургических технологий гемостаза в лапароскопической фундопликации. Украинский Журнал Хирургии, № 6 (15), 2011, Донецк.
3. Абизов Р.А. Тканинозберігаюча високочастотна електрозварювальна технологія в хірургічному лікуванні на рак гортані. - Київ, 2011.- 100 с.

4. Кривохижина О.В. Информационное обеспечение предоперационного прогнозирования состояния сосудов в системе «Артериальные кровеносные сосуды» Автореферат на соискание ученой степени кандидата технических наук. Санкт-Петербург – 2007.-45 с.
5. Национальные клинические рекомендации. Раздел I. Диагностика и лечение артериальной гипертензии. – М.: Силица Полиграф, 2008. – С. 23.
6. П.В. Бовтюшко, В.А. Улятовский, В.Г. Бовтюшко и др. Толщина комплекса «интима-медиа» общих сонных и бедренных артерий как маркер субклинического атеросклероза: взаимосвязь с модифицируемыми и не модифицируемыми сердечно-сосудистыми факторами риска. Вестник Российской военно-медицинской академии. 3 (390), 2012., С.52-56.
7. К. Каро и др. Механика кровообращения. «Мир», М., 1981, с.624.

Лебедев Алексей Владимирович, доктор технических наук, старший научный сотрудник, Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт", 03056, г. Киев-56, проспект Победы, 37, +380502055561, biowelding@mail.ru

Бойко Иван Александрович, магистрант, Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт", 03056, г. Киев-56, проспект Победы, 37.