



DOI: 10.6084/m9.figshare.14760852

LCC - № RD32-33.9

## МОДЕЛІ КОНСТРУКЦІЇ КОРОНАРНИХ СТЕНТІВ З РІЗНИМИ МЕХАНІЧНИМИ ВЛАСТИВОСТЯМИ

Петровська М.С., Лебедєв О.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»

**Corresponding author:** Петровська Марія Сергіївна, бакалавр. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 03056, м. Київ, вул. Янгеля, 16/2

E-mail: nemasha19@gmail.com

**Abstract.** The most common cause of death in the world is coronary heart disease (CHD), which accounts for 16% of all deaths in the world. To avoid often fatal consequences due to insufficient blood supply to the heart, it is necessary to actively develop and improve methods of treatment of coronary heart disease, introduce new tools and techniques of stenting, improve angioplasty and predict loads and stents using computer simulations. Purpose: to study the stenting process by the chosen method and create a stent model in SolidWorks, study its characteristics and simulate the stenting process. For stent modeling, the design of the stent "rhombus", "honeycomb" (hexagon) and "wave" was selected. Each model was created using different tools.

Also, the stents were designed in a folded configuration with a nylon balloon inside to simulate the opening of the stent under the pressure of the balloon from the air inside the balloon during the operation. This allows you to simulate the load coming on the stent walls and track the displacement of the stent parts. For modeling of researches average lengths of stents in the range from 30 to 50 mm and average values of diameter (about 4-5 mm) were chosen. Each configuration is designed for different cases: a stent "rhombus" is a thin rod frame to support vessels with thin walls and a slight closure of the lumen of the vessel, the frame "honeycomb" is designed to prevent re-stenosis and vasodilation with significant atherosclerosis, and the model «wave» was designed with a

flexible wall and created with a minimum surface area for adequate vascular support.

According to the results of the study, the localization of the most vulnerable areas of stents were established. Also, the values of the maximum and minimum stress of the material during the study were determined. Based on the studies that simulate vascular pressure during cardiac systole, any cardiac stent design can be examined. Also, the simulation of the stent stress to balloon pressure during stent opening and installation can be used not only for coronary stents, but also for aortic and peripheral stents.

**Анотація.** Найбільш поширеною причиною смерті у світі є ішемічна хвороба серця (ІХС), на яку припадає 16% від загального числа смертей в світі. Саме для того, щоб уникнути часто летальних наслідків через недостатнє кровопостачання серця, необхідно активно розвивати та удосконалювати методи лікування ІХС, впроваджувати нові засоби та методики стентування, удосконалювати ангіопластичні операції і прогнозувати навантаження та стенти за допомогою комп'ютерного моделювання. Мета роботи: дослідження процесу стентування за обраним методом та створення моделі стенту у середовищі SolidWorks, вивчення його характеристик та симуляція процесу стентування. Для моделювання стентів була підібрана конструкція стенту «ромб», «соти» (шестикутник) та «хвиля». Кожна модель

створювалася за допомогою різних інструментів.

Також стенти були спроектовані у складеному вигляді з нейлоновим балоном всередині для симуляції розкриття стенту під дією тиску балона з повітрям зсередини у ході операції. Це дозволяє промодельовувати навантаження, що приходить на стінки стенту та прослідкувати зміщення частин стенту. Для моделювання досліджень обрали середні довжини стентів у межах від 30 до 50мм та середні значення діаметру (близько 4-5 мм). Кожна конфігурація розроблена для різних випадків: стент «ромб» являє собою тонкий прутувий каркас для підтримання судин з тонкими стінками та незначним закриттям просвіту судини, каркас «соти» створений для перешкоджання повторному стенозу і розширення судин зі значним ураженням атеросклерозом, а модель стенту «хвиля» розроблена з гнучким каркасом і сконструйована з мінімальною площею поверхні для адекватної підтримки судин.

За результатами дослідження встановлено локалізацію найбільш вразливих ділянок стентів. Також були визначені значення максимального та мінімального напруження матеріалу під час дослідження. На основі досліджень, що імітують судинний тиск під час серцевої систоли, можна дослідити будь-яку конструкцію серцевого стента. Крім того, імітація напруги стента, виникненої у результаті тиску в балоні під час відкриття та

встановлення стента, може використовуватися не тільки для коронарних стентів, але також для аортальних та периферичних стентів.

**Ключові слова:** ангіопластика, коронарне стентування, коронарні судини, 3D-моделювання, стеноз коронарних судин.

**Keywords:** angioplasty, coronary stenting, coronary vessels, 3D modelling, coronary stenosis.

**Section:** Clinical Engineering in Surgery

**Introduction.** Найбільш поширеною причиною смерті у світі є ішемічна хвороба серця (ІХС), на яку припадає 16% від загального числа смертей в світі. Найбільше зростання смертності в період з 2000 року припав саме на це захворювання: до 2019 р смертність від нього зросла більш ніж на 2 млн випадків і досягла 8,9 млн випадків.

Саме для того, щоб уникнути часто летальних наслідків через недостатнє кровопостачання серця, необхідно активно розвивати та удосконалювати методи лікування ІХС, впроваджувати нові засоби та методики стентування, удосконалювати ангіопластичні операції і прогнозувати навантаження та стенти за допомогою комп'ютерного моделювання.

**Objective.** Дослідження процесу стентування за обраним методом та створення моделі стенту у середовищі SolidWorks, вивчення його характеристик та симуляція процесу стентування задля отримання даних про обраний вид стенту, оцінка точності проведеного дослідження та підбиття підсумків.

**Materials and methods.** Ангіопластика – це процедура відкриття звужених або закупорених судин, що постачають кров до серця. Ці кровоносні судини називаються коронарними артеріями. Стентування – це процес встановлення стенту під час ангіопластики.

Стент коронарної артерії – це невелика металева сітчаста трубка, яка розширюється всередині коронарної артерії. Стент часто ставлять під час або відразу після ангіопластики. Це допомагає запобігти повторному закриванню артерії. Стент, вкритий лікарською речовиною, виділяє речовини, які допомагають запобігти закриттю артерії у майбутньому [1]. Нині існує більше 500 найменувань коронарних стентів різних фірм виробників. Основні типи коронарних стентів:

Металеві без покриття – зазвичай такі стенти застосовують у звужених артеріях діаметром більше 3 мм і протяжністю бляшки менше 15–20 мм (див. рис. 1).

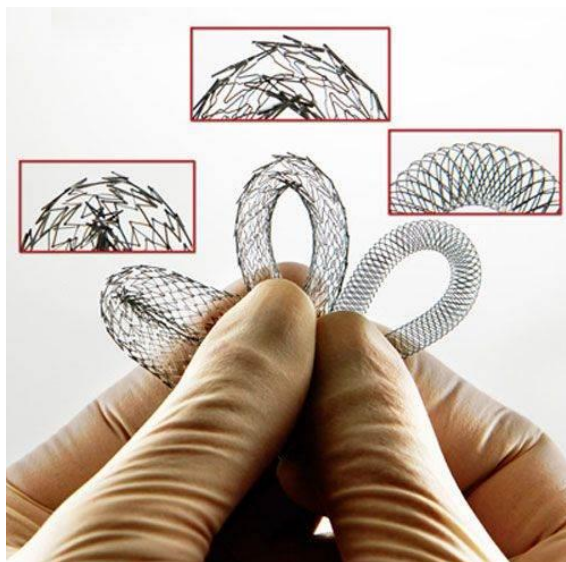


Рисунок 1 – Різноманітність конструкцій металевих стентів

Стенти, покриті спеціальним полімером, дозовано виділяють лікарську речовину. Вони дозволяють суттєво зменшити ризик рестенозу, їх застосування вимагає більш тривалого прийому антитромбоцитарних засобів – близько 12 місяців, поки стент повністю не ендотелізується.

Стенти повинні бути досить жорсткими, щоб чинити опір силі стиснення стінки артерії, і в той же час гнучкими по поздовжній осі для транспортування через звивисті ділянки судини або імплантації у вигнуті сегменти артерії. Ці властивості повинні забезпечуватися топологією каркасу і особливостями використовуваного матеріалу, з якого виготовляють ендопротез. Крім того, необхідно, щоб стент не викликав тромбоутворення на своїй поверхні, а матеріал стента був біосумісний з тканинами.

Під час установки стенту хірург використовує рентгенівські знімки, щоб ретельно направити катетер у серце та артерії. Рідкий контраст вводиться у тіло пацієнта, щоб виділити кровотік через артерії. Це допомагає лікарю побачити будь-які закупорки у судинах, що ведуть до серця. Паралельно відбувається попереднє розширення ділянки, де розташована атеросклеротична бляшка.

Направляючий дріт переміщується вздовж і через місце закупорки. Балон із повітрям проштовхують через направляючий дріт у локалізацію тромбу. Хірург слідкує за шляхом дроту та корегує розташування направляючого дроту. Щойно хірург задоволений позицією повітряного балону, він приступає до наповнення балону. Через це балон розширюється і відкриває закупорену судину, відновлюючи належний приплив крові до серця. У заблоковану область також розміщується

стент. Його вводять разом з балонним катетером. Стент розширюється, коли повітряна куля надувається, балон зі стентом роздувають під тиском 10–16 атм. Потім балон здувають і витягають із судини. Стент залишають у місці закупорки, щоб попередити повторне блокування судини. Результати операції представлені на рис. 2.

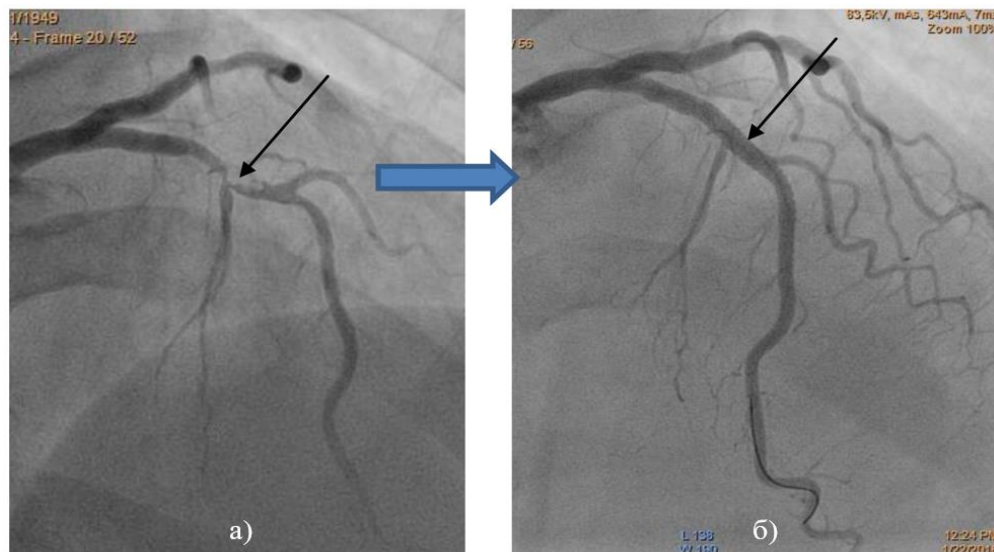


Рисунок 2 – Знімок коронарної судини а) до операції; б) після операції

Для проведення передопераційного дослідження з навантаження на стент були створені моделі стентів у середовищі SolidWorks2020. Для моделювання були обрані наступні матеріали: поліамід (нейлон), сплав кобальт–хром, та хірургічна сталь [2]. Для моделювання стентів була підібрана конструкція стенту «ромб», «соти» (шестикутник) та «хвиля». Кожна модель створювалася за допомогою різних інструментів.

Стент «ромб» – це сукупність дротів діаметром 0.01 мм, зображених на рис. 3, закручених по спіралі і розмножених у круговому масиві елементів. Таким чином утворюється переплетення дротів і створюється міцний цілісний каркас стенту. У складеному стані такий стент вільно пересувається по судинам вздовж провідникового катетера.

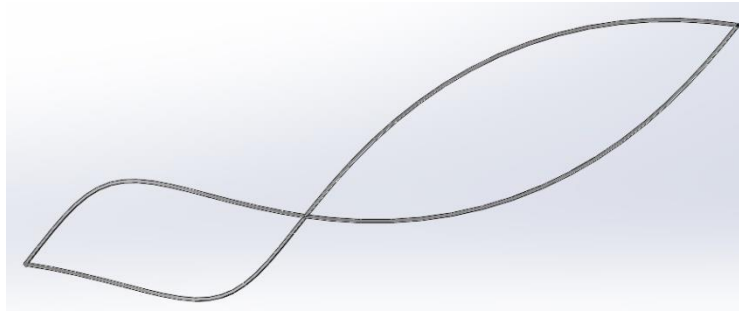


Рисунок 3 – Дроти для стенту "ромб" (створено у SolidWorks)

Для моделювання стенту «соти» знадобилося створити тонкостінний циліндр товщиною 0,1 мм і довжиною близько 40 мм. Після цього ми приступили до створення форми вирізу – шестикутника. Виріз був перенесений на поверхню циліндру і створена множина вирізів на поверхні ромбу зображена на рис. 4-5.

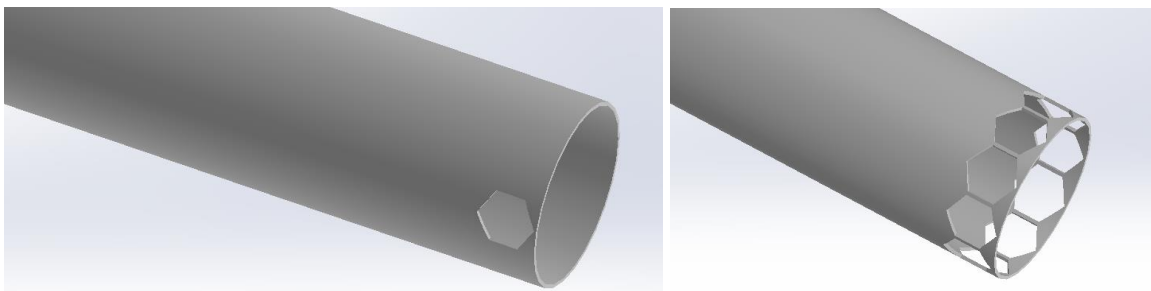


Рисунок 4 – Виріз шестикутника для стенту "соти" (створено у SolidWorks)

Наступним кроком було утворення другого ряду шестикутників у такий самий спосіб, але маючи на увазі позицію першого ряду. Після чого ми змогли створити лінійний масив однакових вирізів шестикутників вздовж стенту (рис. 5).

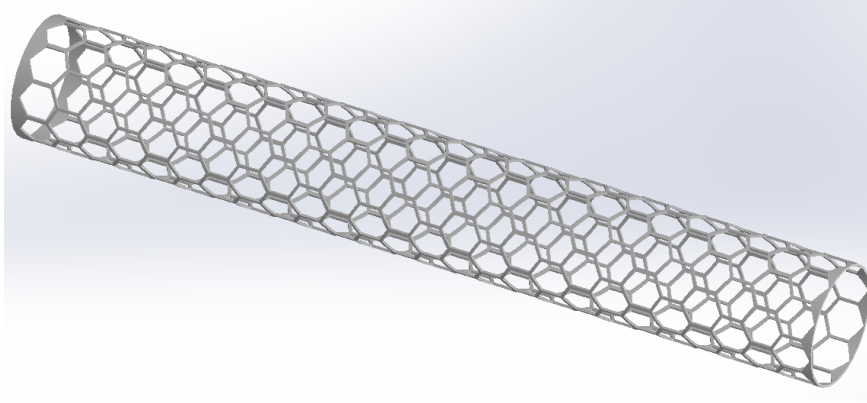


Рисунок 5 – Массив вирізів на циліндрі для стенту "соти" (створено у SolidWorks)

Створення моделі «хвиля» було дещо складнішим у технологічному аспекті. Для нього нам необхідно було створити ескіз зображений на рис. 6 для проектування повторюваних комірок стенту.

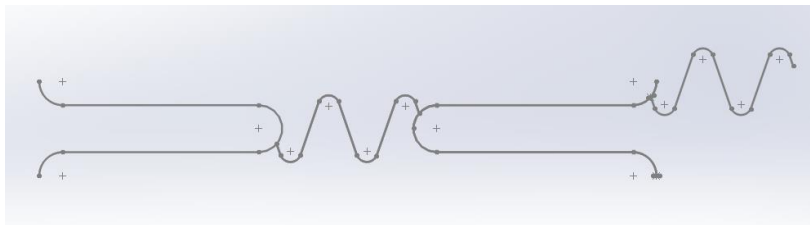


Рисунок 6 – Ескіз однієї комірки для стенту "соти" (створено у SolidWorks)

Після цього ми створили об'ємну комірку (рис. 7) за допомогою квадратного (довжина сторони 0,1 мм) ескізу профіля.

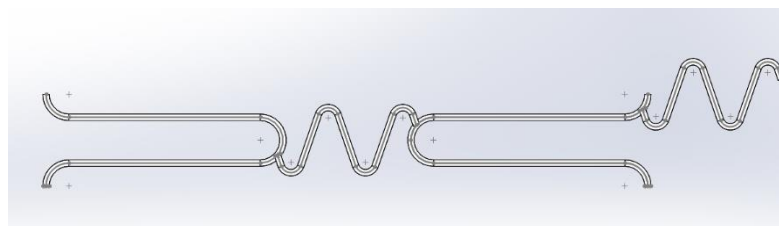


Рисунок 7 – Витягута бобишка на основі ескізу (створено у SolidWorks)

Наступними етапами було створення лінійних масивів на основі однієї комірки, які б відповідали довжині та ширині бажаного стенту. Для цього ми створили спочатку масив в довжину стенту зображений на рис. 8, а потім у ширину, зображений на рис. 9.

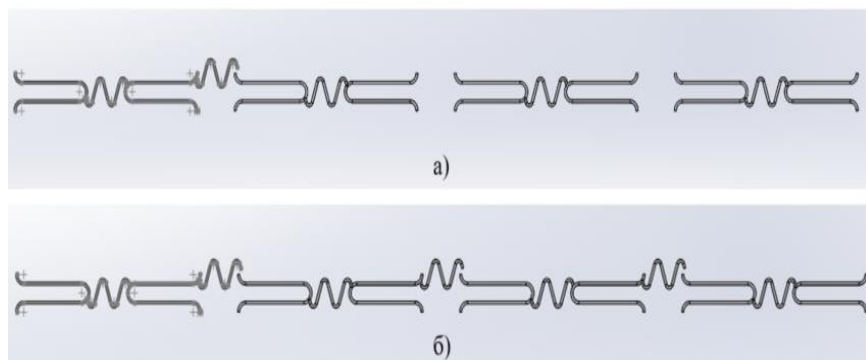


Рисунок 8 – Масив у довжину: а) для повтору 4 рази; б) для повтору 3 рази (створено у SolidWorks)

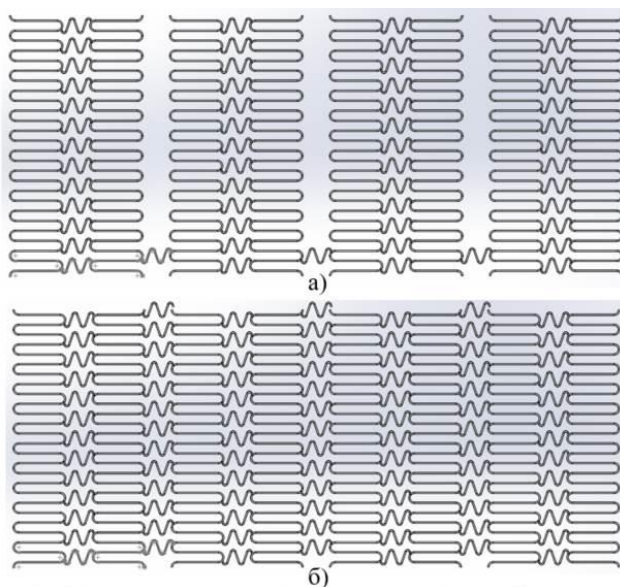


Рисунок 9 – Масив у ширину: а) для повтору 4 рази; б) для повтору 3 рази (створено у SolidWorks)

Останнім етапом було згинання плоского тіла в круглу форму. Для цього ми використали елемент «Flex» з бібліотеки SolidWorks і зігнули масив у форму стенту. Таким чином ми отримали остаточну модель.



Дані моделі були спроектовані в розкритому вигляді для дослідження реакції стентів на тиск судини. Остаточні результати моделювання зображені на рис. 10-12. За допомогою цих моделей можна додати рівномірне навантаження на всю поверхню стенту ззовні та провести динамічне дослідження реакції матеріалу на тиск судини при процесі кровообігу.

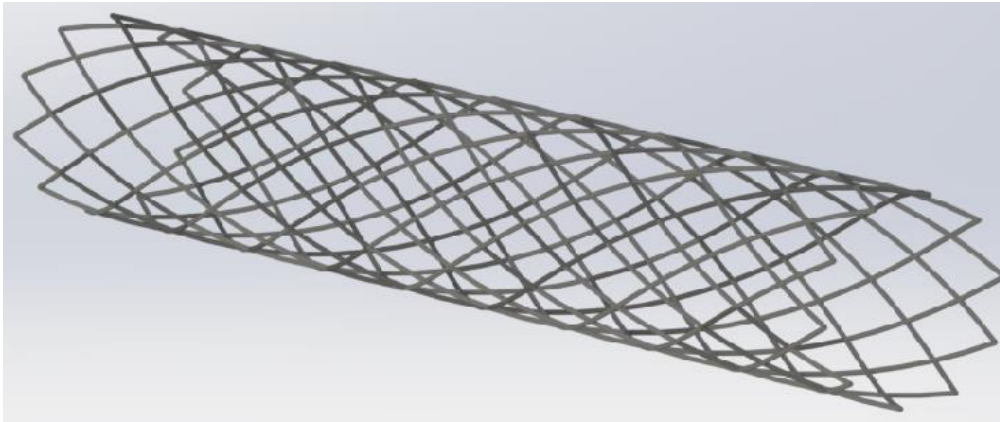


Рисунок 10 – Модель стенту "ромб" (створено у SolidWorks)

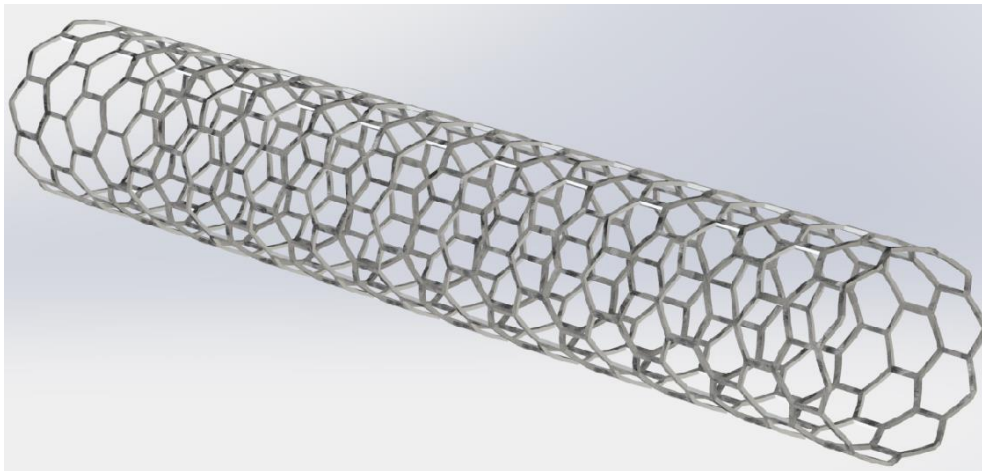


Рисунок 11 – Модель стенту "соті" (створено у SolidWorks)

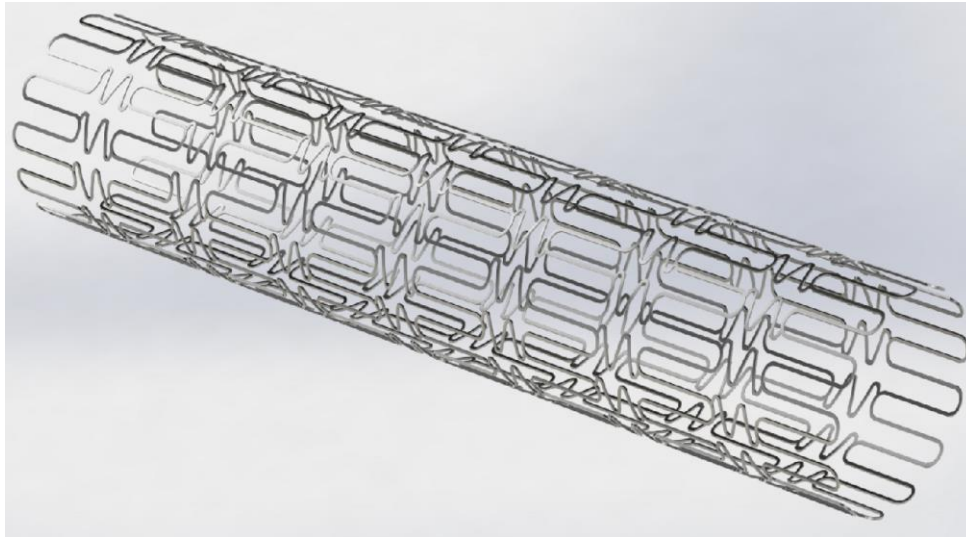


Рисунок 12 – Модель стенту "хвиля" (створено у SolidWorks)

Також стенти були спроектовані у складеному вигляді з нейлоновим балоном всередині (див. рис. 13) для симуляції розкриття стенту під дією тиску балона з повітрям зсередини у ході операції.

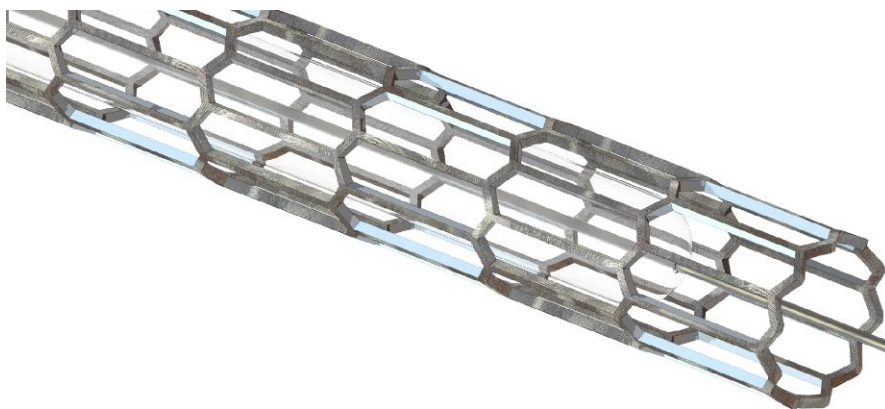


Рисунок 13 – Модель стенту «соти» у складеному стані (створено у SolidWorks)

Для моделювання обрані середні довжини стентів у межах від 30 до 50мм та середні значення діаметру (близько 4-5 мм) (див. табл. 1). Товщини балонів становлять не більше 0,1 мм, а довжина приблизно дорівнює довжині стенту.

Таблиця 1 – Фізичні розміри моделей стентів

Вид стенту	Довжина (мм)	Діаметр (мм)	Товщина стінки (мм)
Складений			
«Ромб»	30	2	0,01
«Соти»	32	1,6	0,1
«Хвиля»	44	3	0,1
Розкритий			
«Ромб»	33	4	0,01
«Соти»	35	5	0,1
«Хвиля»	49	5,3	0,1

Кожна конфігурація розроблена для різних випадків: стент «ромб» являє собою тонкий прутковий каркас для підтримання судин з тонкими стінками та незначним закриттям просвіту судини, каркас «соти» створений для перешкоджання повторному стенозу і розширення судин зі значним ураженням атеросклерозом, а модель стенту «хвиля» розроблена з гнучким каркасом і сконструйована з мінімальною площею поверхні для адекватної підтримки судин.

Моделирование осуществлялось для проверки гибкости и прочности стентов. Проверка гибкости нужна для определения возможности прохождения стента через извилистые участки сосудов. проверка прочности нужна для расчета его запаса. Гнучкі матеріали можна розтягувати оборотно, коли вони зазнають еластичного деформації. Властивістю матеріалу, що характеризує межу пружності, є межа текучості або максимальне напруження, яке матеріал може витримати, перш ніж він розірветься або деформується назавжди. Міцність матеріалів, також відома як механіка матеріалів, зосереджена на аналізі напружень і прогинів у матеріалах під навантаженням. Знання напружень і прогинів дозволяє забезпечити безпечну конфігурацію конструкцій, здатних витримати передбачувані навантаження.

Користуючись статичними дослідженнями, вдалося встановити навантаження на стент при перевірці гнучкості та міцності моделей [4]. Для випробування було сформоване дослідження, при якому тиск був прикладений перпендикулярно осі стента і становив 16 атм (близько 1 621 200 Н/м<sup>2</sup>). Такий тиск був обраний через специфікації більшості стентів, існуючих на ринку, заїх даними, 16 атм це максимальний тиск який може бути прикладений до стенту без розриву його конструкції.

Кріплення при дослідженні гнучкості було розміщено з одного кінця стенту, а при дослідженні міцності обидва кінця стенту були нерухомо зафіксовані. Червоними стрілками позначені напрямки дії тиску на грані, а зеленими – фіксацію грані моделі.

Згідно отриманої епюри напруження для стенту «ромб» при дослідженні гнучкості, мінімальне навантаження знаходиться на незакріпленому кінці стенту і становить близько  $65 \text{ Н/м}^2$ , а максимальне розташоване на місці перетину граней на протилежному кінці стенту і складає  $390\,000 \text{ Н/м}^2$  (рис. 14 а). Кольором на малюнку показаний розподіл навантажень, де червоний – ділянка найбільшого напруження, а синій – ділянка з найменшим значенням напруження.

При перевірці міцності стенту «ромб», виявилось, що найбільше напруження припадає на краї стенту (рис. 14 б) і становить  $43\,600 \text{ Н/м}^2$ . Мінімальне напруження стенту під час даного дослідження винило по центру стента і складає приблизно  $42 \text{ Н/м}^2$ .

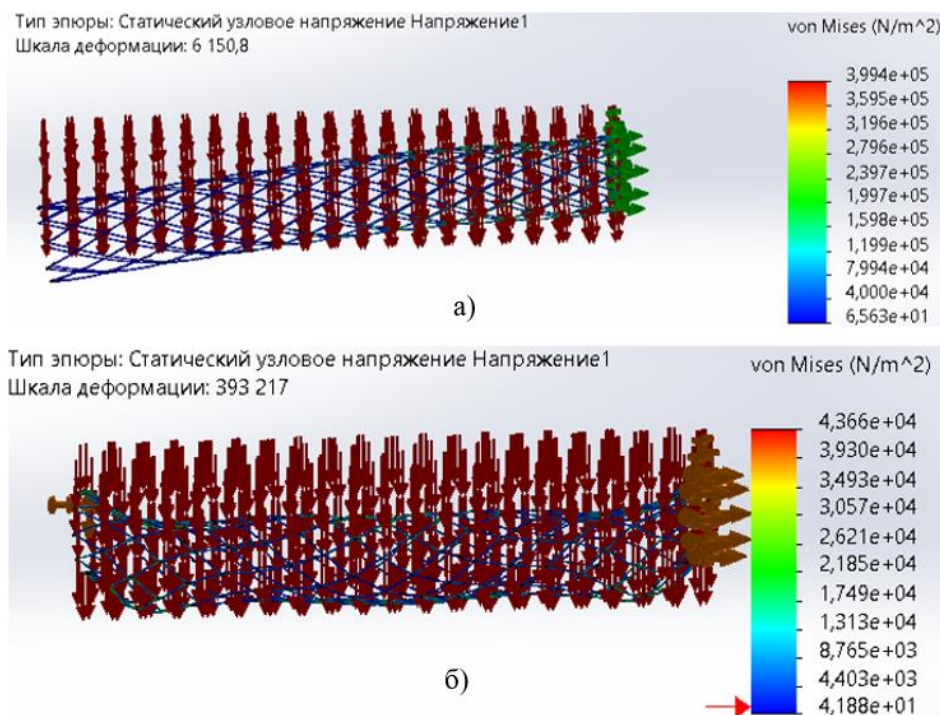


Рисунок 14 – Зображення епюр стенту «ромб» при перевірці: а) гнучкості; б) міцності (створено у SolidWorks)

Перевірка стенту «соти» на міцність (рис. 15 а), показала наступні результати: мінімальне значення напруження становить  $57,5 \text{ МН/м}^2$ , а максимальне склало  $44\,000 \text{ МН/м}^2$ . Найбільш

вразливими ділянками є кріплення стенту з боків і бокові грані, а найменше напруження було зафіксовано по центру моделі, на її зовнішніх гранях.

При перевірці на гнучкість стент «соти» (рис. 15 б) продемонстрував такі значення: максимальне напруження –  $194\,500\text{ МН/м}^2$  і мінімальне –  $26,35\text{ МН/м}^2$ . Найбільше напруження знаходиться на закріпленій ділянці стента, а найменше – на вільному кінці моделі.

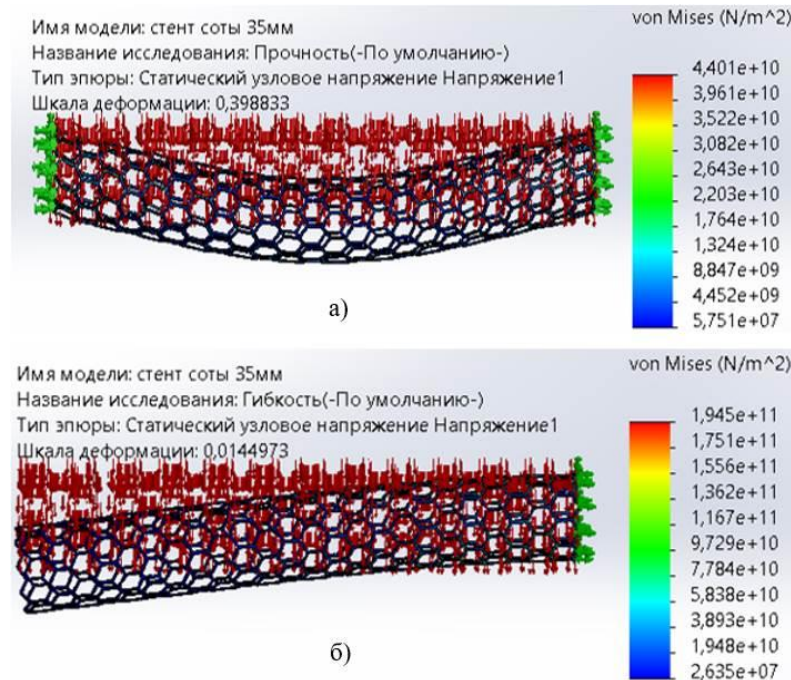


Рисунок 15 – Зображення епюр стенту «ромб» при перевірці: а) міцності; б) гнучкості (створено у SolidWorks)

При створенні дослідження на міцність та гнучкість для стенту «хвиля» виявилось, сітку для моделі побудувати не вдалося через маленький розмір стенту та високу деталізацію його складових частин.

Проведення імітації розкриття стенту дозволить спланувати реакції стенту на тиск та ми зможемо отримати напруження, утворене його на гранях.

Стент закріплений з обох боків нерухомо на кожній грані на обох кінцях стента. Балон всередині стента також закріплений з обох боків, так як аби він кріпився до провідникового катера. Для даного дослідження тиск на стент та балон склав 8 атм ( $810600\text{ Н/м}^2$ ). Дані про дослідження стенту з формою вирізу шестикутник зображені на рис. 16.

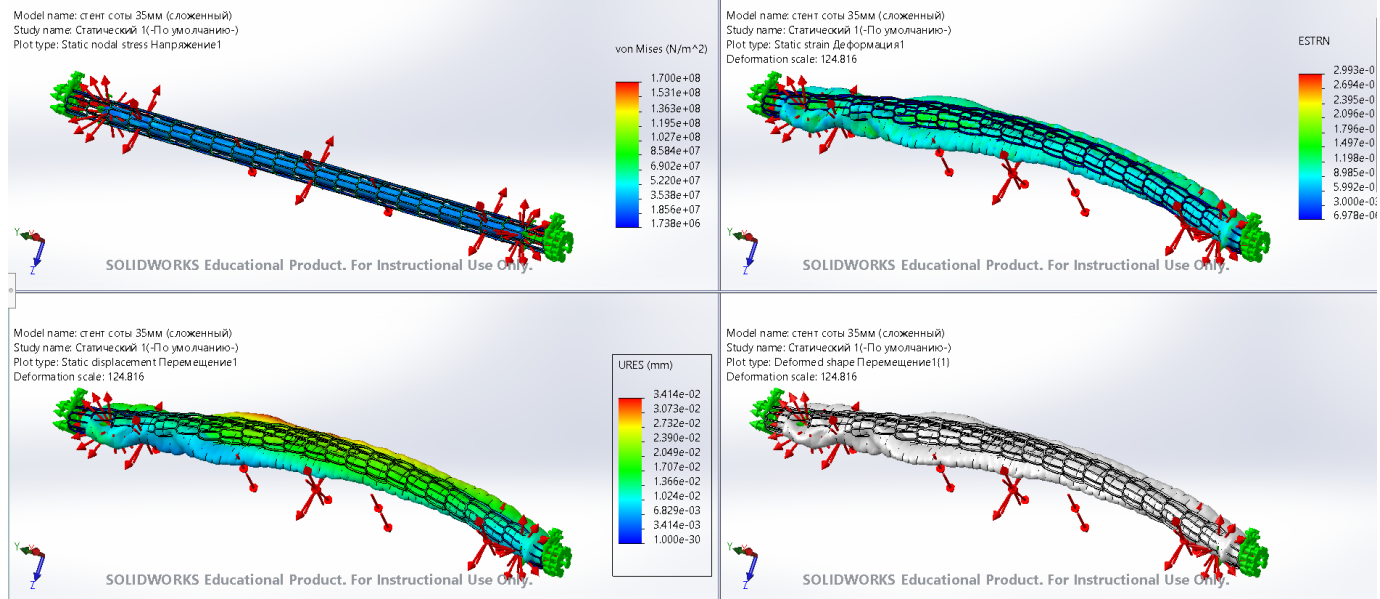


Рисунок 16 – Зображення епюр моделі складеного стенту «соты» з балоном (створено у SolidWorks)

Балон, наповнений повітрям, розширюється, як показано на рисунку. Таким чином, повітря, що подається через катетер створює тиск на стент після чого він розкривається і приймає форму для підтримання судини у розкритому стані, тим самим перешкоджаючи повторному стенозу.

Також, спроектована модель розкритого стента (рис. 17), показала, що стент може розширюватися при певних значеннях тиску судини та залежно від фази серця: систоли або діастолі. Дослідження проводилось при 275 мм. рт. ст. за систоли (близько 36 664 Н/м<sup>2</sup>).

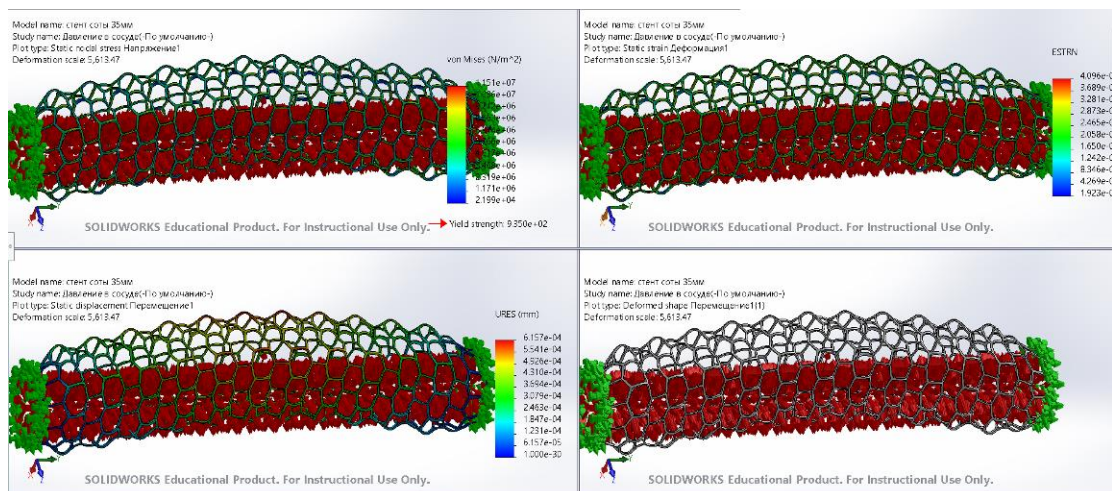


Рисунок 17 – Зображення епюр моделі розкритого стенту «соты» (створено у SolidWorks)

Тим же чином був досліджений стент «ромб». Тиск 8 атм зсередини рівномірно розподілився по усіх гранях стенту і розширив стент до розмірів судини. Епюри даного дослідження представлені на рис. 18. Максимальне навантаження на стент за фон Мізесом склало 5112,42 МН/м<sup>2</sup>, а максимальне переміщення моделі становить 370,4 мкм. Можна стверджувати про правильність дослідження і точність результатів.

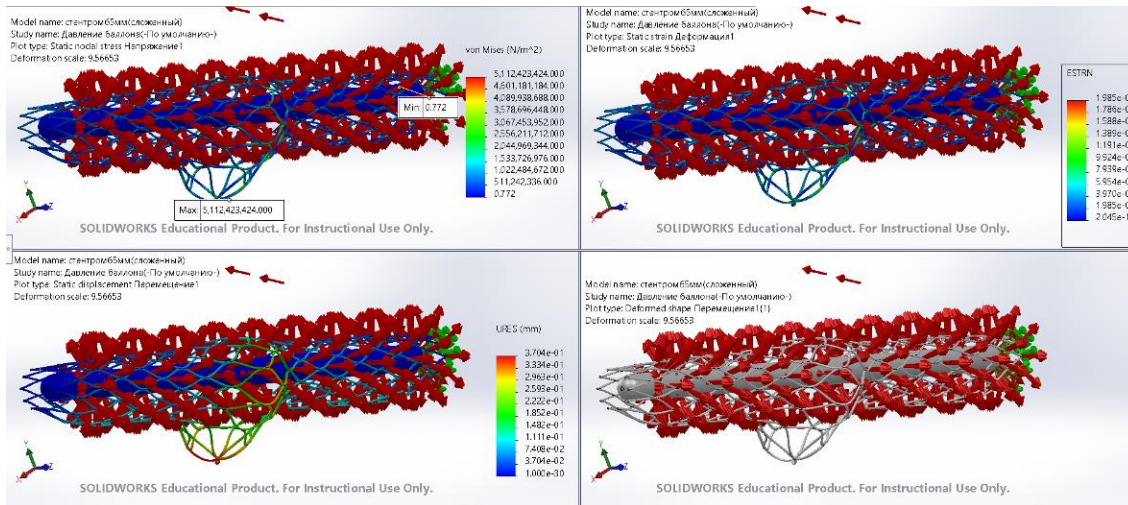


Рисунок 18 – Зображення епюр моделі складеного стенту «ромб» з балоном (створено у SolidWorks)

Стосовно випробування на підтримання форми та пристосування до перепадів тиску при систолі серця на вже встановленого стенту, то було помічено, що основна деформація відбувається по центру моделі. Навантаження на цю ділянку складає 203,47 МН/м<sup>2</sup>, а максимальне переміщення склало 25 мкм. Епюри даного дослідження можна побачити на рис. 19.

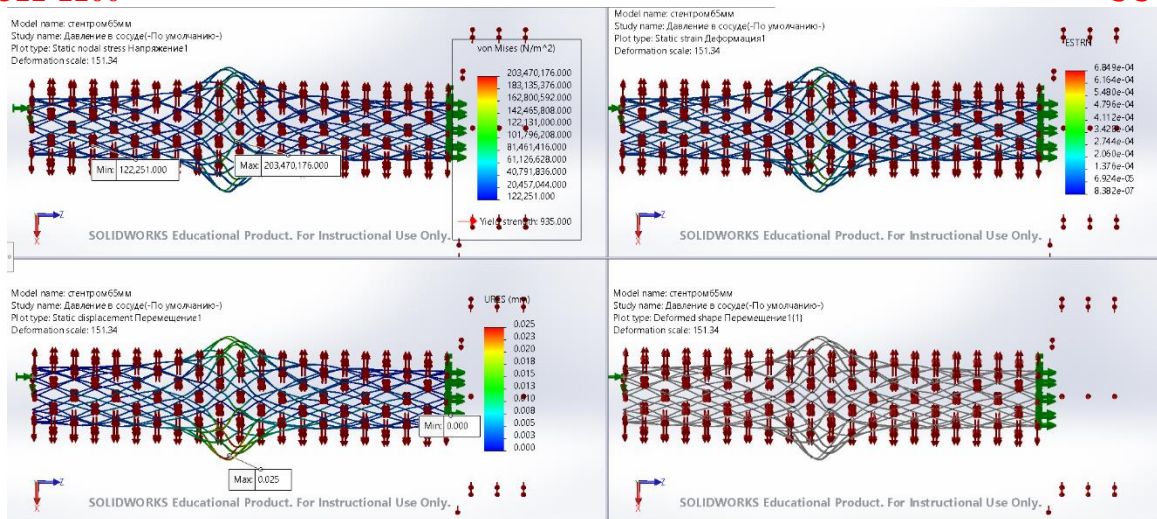


Рисунок 19 – Зображення епюр моделі розкритого стенту «ромб» (створено у SolidWorks)

Найбільше навантаження виникло при тестуванні моделі стенту «соти» на гнучкість, та варто пам'ятати що дане напруження було викликано тиском 16 атм. Найменші напруження були отримані при тестуванні стенту «соти» на гнучкість та міцність. Вони склали  $65 \text{ Н/м}^2$  та  $42 \text{ Н/м}^2$  відповідно. Максимальна напруження на стенті «соти» у декілька разів перевищує результати стенту «ромб». Мінімальне напруження на стенті «соти» також більше, ніж на другому досліджуваному стенті. Максимальний показник напруження як мінімуму так і максимуму належить стенту «ромб». Таким чином, завдяючи на виявлену тенденцію, стент «соти» має більше напруження матеріалу впродовж усіх випробувань. Ці результати спричинені більшою товщиною стінок та більшою загальною площею відносно стенту «ромб».

**Conclusions.** Було створено три моделі стентів («ромб», «соти», «хвиля») у двох конфігураціях: складеній та розкритій. Таким чином, дані шаблони побудови моделей можна використовувати при моделюванні інших стентів, не лише корональних, а і аортальних та периферичних.

Моделі були використані для тестування стентів з конфігурацією «ромб» та «соти» та на міцність і гнучкість. Дослідження моделі стенту «хвиля» не вдалось через неможливість побудувати достатньо деталізовану сітку.

За результатами дослідження була встановлена локалізація найбільш вразливих ділянок стентів і визначено значення максимального і мінімального напруження матеріалу під час дослідження.



На базі створених досліджень реакцій стентів на тиск балона при розкритті та встановленні стенту, а також дослідження, яке імітує підвищення тиску в судині при систолі серця, можна досліджувати будь-яку конструкцію стенту і перевіряти значення навантаження, утворюване на стінках стенту.

Результатами проведених досліджень став висновок про вразливі місця в конфігураціях моделей і про їх здатність витримувати різного роду навантаження.

**Disclaimers:** The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.


**Conflict of interest statement:** The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

**ORCID:** 0000-0002-8692-6677 Alexei V. Lebedev

**REFERENCES:**

1. Zipes D. P., Libby P., Bonow R. O. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 11th ed. // Philadelphia: Elsevier, 2019. P. 21–28.
2. Сорокин К. И. Материалы для коронарного стентирования [Электронный ресурс]. // Наука и Образование. – 2018. С. 7. Режим доступа до ресурса: <http://opusmgau.ru/index.php/see/article/view/307/307>.

## Результаты

Свойства сканирования		2% Plagiarism	98% Уникальный
Количество слов : 980 Полученных результатов : 1		<input type="button" value="Делать уникальным"/>	<input type="button" value="Начать новый поиск."/>
To or From	To or From	Чтобы проверить плагиат на фотографиях, нажмите здесь	
<input type="button" value="Binary Translator"/>	<input type="button" value="PDF Converter"/>	<input type="button" value="Поиск изображений"/>	

Introduction. Наиболее распространенной причиной смерти в мире является ишемическая болезнь сердца (ИБС), на которую приходится 16% от общего числа смертей в мире. Наибольшее увеличение смертности в период с 2000 года приписывается к этому заболеванию: до 2019 г смертность от него выросла более чем на 2 млн случаев и достигла 8,9 млн случаев.

Самое для того, чтобы избежать часто летальных последствий через недостаточное кровоснабжение сердца, необходимо активно развивать и совершенствовать методы лечения ИБС, внедрять новые методы и методики стентирования, совершенствовать ангиопластические операции и прогнозировать осложнения и стенты с помощью компьютерного моделирования.

Objective. Исследование процесса стентирования с помощью метода и создания модели стента в среде SolidWorks, изучение его характеристик и симуляция процесса стентирования для получения данных об оптимальном виде стента, оценка точности проведенного исследования и подбора параметров.

Materials and methods. Ангиопластика – это процедура открытия суженных или закупоренных сосудов, которые поставляют кровь к сердцу. Эти кровеносные сосуды

Similarity 9%  
[7.docx - Course Hero](#)  
<https://www.coursehero.com/file/43341814/7docx/>