

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ
INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ
INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA

MAGISTERSKA PRACA DYPLOMOWA

**MODELOWANIE I ANALIZA WŁAŚCIWOŚCI
MECHANICZNYCH STENTU BIOMEDYCZNEGO
O BUDOWIE AUKSETYCZNEJ**

inż. Mateusz PACZKOWSKI

Promotor:

dr hab. Tomasz STREK prof. PP

Poznań 2020





Spis treści

| | |
|--|----|
| 1. Wprowadzenie..... | 6 |
| 1.1. Wstęp..... | 6 |
| 1.2. Cel i zakres pracy | 7 |
| 1.3. Układ pracy | 7 |
| 2. Stenty w medycynie | 8 |
| 2.1. Konstrukcja stentów | 8 |
| 2.2. Zastosowanie stentów..... | 10 |
| 2.3. Materiały na stenty | 11 |
| 3. Naprężenia i odkształcenia w ciele stałym | 13 |
| 3.1. Naprężenia i odkształcenia..... | 13 |
| 3.2. Liczba Poissona..... | 14 |
| 3.3. Prawo Hooke'a..... | 14 |
| 3.4. Równanie Naviera | 15 |
| 4. Auksetyki | 17 |
| 4.1. Materiały auksetyczne | 17 |
| 4.2. Zastosowanie materiałów auksetycznych..... | 18 |
| 5. Metoda Elementów Skończonych..... | 20 |
| 6. Modele i metody badań..... | 22 |
| 6.1. Opis modelu | 22 |
| 6.2. Wirtualny model i użyte programy..... | 23 |
| 7. Modelowanie i symulacja | 29 |
| 7.1. Założenie symulacji..... | 29 |
| 7.2. Symulacja naprężeniowa..... | 40 |
| 8. Podsumowanie i wnioski..... | 40 |
| Streszczenie, Abstract | 53 |
| Literatura..... | 54 |

1. Wprowadzenie

1.1. Wstęp

Rozwój medycyny w kierunku jak najmniej inwazyjnych metod leczenia powoduje skrócenie czasu leczenia pacjenta, krótszy okres hospitalizacji, szybszą rehabilitację, jak również zmniejszenie kosztów leczenia. Wyzwaniem we wprowadzaniu małoinwazyjnych zabiegów jest stworzenie możliwości technicznych do wykonywania takiego rodzaju operacji. Konieczna jest synteza wielu dziedzin nauki, w tym medycyny, inżynierii, materiałoznawstwa. Stworzona synergia pozwala wypracować najlepsze możliwe rozwiązania w celu zminimalizowania ryzyka podczas leczenia. Jednym z przykładów takiego działania jest stentowanie. Są to małoinwazyjne zabiegi pozwalające udrożnić lub ukierunkować przepływy cieczy w różnych tkankach poprzez wprowadzenie małych rurek-sprężynek w światło np. naczynia. Wiedza medyczna pozwala przeprowadzić zabieg w sposób jak najmniej ingerujący w ciało człowieka z zapewnieniem największego możliwego bezpieczeństwa, inżynieria ułatwia projektowanie stentów, analizę mechaniczną i wytrzymałościową, materiałoznawstwo zaś pomaga w znalezieniu materiałów nieszkodliwych dla pacjenta oraz dostosowaniu ich właściwości mechanicznych do wymaganych warunków pracy.

Techniki komputerowe zrewolucjonizowały projektowanie oraz analizowanie skomplikowanych wyrobów inżynierskich. Wirtualne stworzenie modelu wraz z możliwością jego obciążenia prowadzi do stworzenia rozwiązań optymalnych oraz zracjonalizowanych. Dzięki temu nie ma potrzeby tworzenia zbędnych modeli testowych oraz długiego liczenia reakcji czy ugięć konstrukcji na kartce. Na rynku istnieje wiele programów umożliwiających zarówno projektowanie, jak i analizę mechaniczną. Symulacje wytrzymałościowe, dzięki przykładowo Metodzie Elementów Skończonych są coraz dokładniejsze. Metody obliczeń numerycznych pozwalają na rozwiązywanie skomplikowanych układów różniczkowych z wykorzystaniem mocy obliczeniowej komputerów.

1.2. Cel i zakres pracy

Celem pracy jest zaprojektowanie nowatorskiego rozwiązania polegającego na stworzeniu konstrukcji stentu biomedycznego z wykorzystaniem mikrogeometrii imitujących właściwości mechaniczne materiałów auksetycznych wraz ze sprawdzeniem prawidłowości działania konstrukcji w sytuacji osiowego stanu naprężeń poprzez symulację komputerową. Zastosowanie mikrogeometrii auksetycznych pozwala na stworzenie konstrukcji, która podczas rozciągania osiowego będzie zwiększać swój promień, a podczas ściskania osiowego będzie swój promień zmniejszała. Dla porównania stworzono oraz przeanalizowano konstrukcję siostrzaną – o zbliżonych wymiarach elementarnych – nieposiadającą właściwości auksetycznych. Zastosowano wiedzę z projektowania inżynierskiego, model stworzono w programie SolidWorks. Symulacje przeprowadzono w programach SolidWorks oraz Comsol Multiphysics.

1.3. Układ pracy

Praca została podzielona na rozdziały opisujące kolejno zgłębianą wiedzę. Pierwszy rozdział wprowadza Czytelnika w tematykę pracy oraz określa cel pracy. Rozdział drugi opisuje stenty jako konstrukcje, stosowane do ich wytwarzania materiały oraz ich zastosowanie. Następna część to przedstawienie zagadnień z mechaniki, takich jak naprężenia oraz odkształcenia w ciele stałym. Opisano prawo Hooke'a i równania ruchu. Rozdział czwarty został poświęcony materiałom auksetycznym. Przybliżono ich podstawowe właściwości oraz zastosowanie. Przedstawiono graficznie mikrostruktury imitujące właściwości auksetyków. Następny rozdział opisuje metodę elementów skończonych, która ma zastosowanie w symulacjach komputerowych. Rozdział szósty to opis stworzonego modelu wraz z przedstawieniem najważniejszych wyzwań związanych z projektowaniem konstrukcji. Następny rozdział przedstawia przygotowania do symulacji oraz prezentuje wyniki. Rozdział ostatni zawiera podsumowanie pracy oraz przedstawia wnioski wyciągnięte z przeprowadzonych badań.

2. Stenty w medycynie [1-6]

2.1. Konstrukcja stentów

Stenty to rodzaj rusztowania lub metalowej siatki, którą wprowadza się do światła naczynia krwionośnego (żyły lub tętnicy) lub innego miejsca chorobowo zwężonego w celu zwiększenia drożności przepływu. Zadaniem stentów poza zwiększeniem drożności częstokroć są również wzmocnienie ściany naczynia lub uwalnianie leków bezpośrednio w chorobowo zmienione miejsce. Konstrukcje stentów różnią się od siebie, można wyróżnić kilka głównych rodzajów:

- Stenty w kształcie zwoju (ang. coil) (rys. 2.1.) – są to jednoczęściowe stenty, oznacza to, że cała konstrukcja została stworzona z jednego długiego drutu metalowego odpowiednio ukształtowanego za pomocą gięcia w celu uzyskania optymalnego kształtu,



Rys. 2.1. Stent w kształcie zwoju. [1]

- Stenty pierścieniowe (ang. ring) (rys. 2.2.) – są to wieloczęściowe stenty zbudowane z krótkich zwojów, które powtarzają się i łączą ze sobą tworząc całą strukturę. Jeden moduł stworzony jest z jednego drutu metalowego, a cały stent z kilku modułów,



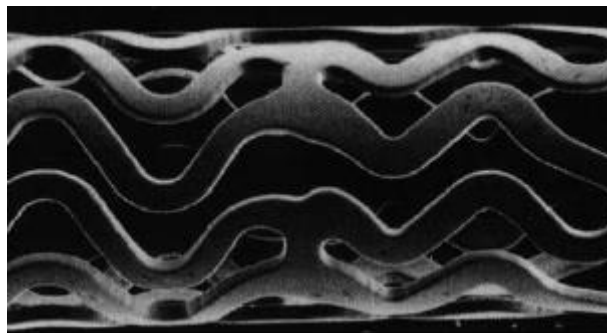
Rys. 2.2. Stent pierścieniowy. [1]

- Stenty siateczkowe (ang. mesh) (rys. 2.3.) – stworzone z wielu odcinków metalowego drutu odpowiednio zaplecionego tworzą ażurową konstrukcję,



Rys. 2.3. Stent siateczkowy. [1]

- Stenty rurkowe z nacięciami (ang. slotted tube) (rys. 2.4.) – stworzone z cienkościennego walca metalowego, który ponacinany jest techniką laserową.



Rys 2.4. Stent rurkowy z nacięciami. [1]

Konstrukcje stentów można również podzielić ze względu na zastosowane technologie:

- Stenty metalowe – to stenty bez powłoki. Jest to zwykła rurka z cienkiego drutu przypominająca siatkę. Stenty takie należy rozprężyć na balonie,
- Stenty metalowe samorozprężalne swoją strukturą umożliwiają implantację bez konieczności wprowadzania balona. Stosowane są w stentowaniu np. dróg pokarmowych.
- Stenty uwalniające leki – to stenty z powłoką, na metalowym rusztowaniu. Powłoka ta jest najczęściej wykonana z bioresorbowalnego polimeru, który powoli rozkładając się

odkrywa warstwę leku będącą między metalem a polimerem. W ten sposób lek dostarczany jest bezpośrednio do leczonego naczynia.

- Stentgraft – to szczególny rodzaj stentu. Zbudowany jest z metalowego rusztowania oraz rozpiętego na nim materiału. W ten sposób tworzy się rurka, ukierunkowująca przepływ krwi.

2.2. Zastosowanie stentów

Procedurę wszczepienia stentu wykonuje się w wielu specjalnościach lekarskich, na wielu oddziałach szpitalnych. Zabieg wykonywany musi być w pracowni lub na bloku operacyjnym ze stałym obrazowaniem RTG. Zastosowanie stentów w różnych specjalizacjach medycznych:

- Kardiologia inwazyjna – najczęściej wykonuje się stentowanie naczyń wieńcowych. Procedura nazywa się angioplastyka wieńcowa. Stosuje się stenty z metalu, uwalniające lek, bioabsorbowalne lub stenty o działaniu podwójnym – połączenie stenty uwalniające lek i bioabsorbowalne),
- Chirurgia naczyniowa – stosowanie stentów w chirurgii naczyniowej najczęściej jest widoczne w leczeniu zaawansowanych chorób naczyń obwodowych, takich jak tętnice szyjne, biodrowe lub udowe. Stenty zaimplantowane w tych miejscach są podatne na działanie zewnętrznych sił mechanicznych spoza ciała jak również sił skurczowych mięśni otaczających naczynie, dlatego często stosuje się materiały elastyczne lub materiały z pamięcią kształtu, jak na przykład nitinol.

Chirurgia naczyniowa również zajmuje się wszczepianiem tzw. stentgraftów. Są to stenty z powłoką z tkaniny, tworzące razem wspólną zamkniętą rurkę. Ten rodzaj stentów stosowany jest przy leczeniu tętniaków dużych naczyń, jak na przykład aorta brzuszna.

- Urologia to kolejna dziedzina, w której często stosuje się stenty. W tym przypadku nie są to stenty naczyniowe. Przykładem jest czasowe stentowanie moczowodu, który może mieć zamknięte światło spowodowane kamieniem nerkowym. Często jest to środek tymczasowy, w celu ułatwienia leczenia.

Przerost prostaty może powodować zamknięcie przewodu cewki moczowej. Zastosowanie stentu pomaga w leczeniu łagodnego przerostu.

- Gastroenterologia zajmująca się chorobami układu pokarmowego również korzysta z dobrodziejstw stentów. Stosuje się stentowanie okrężnicy lub przełyku, najczęściej w leczeniu paliatywnym nowotworów.
- Chirurgia ogólna stosuje stenty w celu udrożnienia przepływu żółci z pęcherzyka żółciowego lub drenażu trzustki.

2.3. Materiały na stenty

Jako biomateriał definiujemy każdą substancję inną niż lek, która może być stosowana w ciele człowieka na określony czas (może być dożgonnie), której rolą jest uzupełnienie, wspomaganie lub zastąpienie tkanki lub narządu człowieka. Aby materiał uznać za dobry do stosowania w ciele człowieka musi spełniać kilka podstawowych wymagań. Oczywiście każdy materiał musi być odpowiednio przetestowany, ale ogólnie materiały do stosowania w medycynie muszą być biozgodne. Biozgodność to cecha, której spełnienie pozwala na prawidłowe działanie organizmu z tym materiałem oraz prawidłowe działanie materiału w środowisku ciała człowieka. Materiał nie może być toksyczny oraz nie może mieć wpływu na układ odpornościowy człowieka. W aspekcie stentów szczególnie ważne jest, aby materiał nie wywoływał hemolizy. Hemoliza to proces przechodzenia hemoglobiny z erytrocytów do osocza. Spowodowane jest to uszkodzeniem krwinek czerwonych. Hemoliza prowadzi do niedokrwistości.

Najczęściej wykorzystywane biomateriały do wytwarzania stentów:

- Stal chromowo-niklowo-molibdenowa,
- Stop Co-Cr,
- Stop Ni-Ti z pamięcią kształtu,
- Stop Pt-Ir,
- Stop Pt-Cr,
- Polimery biodegradowalne wykonane z kwasu.

Jednakże podstawowymi materiałami pozostaje stale Cr-Ni-Mo oraz stopy z pamięcią kształtu, takiej jak nitinol (Ni-Ti). Stale chromowo – niklowo – molibdenowe od wielu lat są stosowane w medycynie, nie tylko do produkcji stentów, ale również innych implantów dla chirurgii urazowej czy ortopedii. Stale te są odporne na korozję w środowisku ciała człowieka. Wykazują bardzo wysoką biotolerancję i nie wykazują toksyczności w tkankach ludzkich.

Bardzo ważnym aspektem przy doborze materiału dla stentu, który zaimplantowany będzie w naczyniach krwionośnych jest zminimalizowanie trombogenności. Jest to cecha materiału powodująca akumulowanie się płytek krwi w kontakcie z materiałem i tworzenie skrzepu. Zjawisko to musi być sprowadzone do wartości jak najbliższej zeru, aby implant nie stanowił zagrożenia dla życia i zdrowia pacjenta.

Drugą podstawową grupą materiałów na stenty są stopy z pamięcią kształtu i nadsprężystością. Mają one porównywalne właściwości, takie jak odporność na korozję czy biotolerancja, jak stale. Pamięć kształtu uzyskuje się dzięki przemianom fazowym zachodzącym w odpowiedniej temperaturze, w przypadku stentów chodzi o temperaturę wewnątrz ciała człowieka – ok. 37 °C. Aby dostosować materiał do takich wymagań należy odpowiednio ukształtować strukturę fazową i chemiczną stopu. Dobrą biotolerancję uzyskuje się dzięki procesowi pasywacji powierzchni stentu, dążącemu do wytworzenia amorficznej budowy warstwy tlenku tytanu (IV) – TiO₂. Bez odpowiedniej warstwy pasywacyjnej stopy Ti-Ni wykazują niską biotolerancję ze względu na duże stężenie niklu, który jest kancerogeny i wywołuje alergie.

3. Naprężenia i odkształcenia w ciele stałym [7, 8]

3.1. Naprężenia i odkształcenia

Ciało podlegające obciążeniu mechanicznemu odkształca się. Odkształcenie można opisać jako przemieszczenie się każdego punktu materialnego o pewną wartość. Wartość ta zależy od kilku czynników. Są nimi charakter i parametry obciążenia działającego na ciało oraz właściwości materiałowe ciała. Analizując tę sytuację w układzie współrzędnych x, y, z przemieszczenie jednostkowe opisujemy kolejno: u, v, w . Biorąc wycinek ciała w kształcie prostopadłościanu, upraszczamy go myślowo, a krawędzie powstałej bryły możemy oznaczyć jako dx, dy i dz . Działające obciążenie będzie miało wpływ na długość tych krawędzi, co można zapisać:

$$(1 + \varepsilon_x)dx, \quad (1 + \varepsilon_y)dy, \quad (1 + \varepsilon_z)dz$$

$\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$ określają względne zmiany długości krawędzi. Działające na ciało obciążenie mechaniczne powoduje również odkształcenie kątowe, które określa się jako $\gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}$. Tensor odkształcenia zapisujemy:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yx}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix}.$$

Zdefiniowanie naprężeń wymaga kolejnych modyfikacji uproszczonego fragmentu. Przecinamy go płaszczyznami równoległymi do osi układu współrzędnych. Naprężenia można podzielić na normalne i styczne. Naprężenia normalne $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ są prostopadłe do płaszczyzny przekroju, a naprężenia styczne τ_x, τ_y, τ_z są styczne do płaszczyzny przekroju. Tensor naprężeń jest zdefiniowany jako:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yx}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix}.$$

Hipoteza von Misesa pozwala określić maksymalne naprężeniu zredukowane w ciele. Naprężenia zredukowane przekraczające granice naprężenia powodują, że materiał plastyczny zaczyna ustępować. Tą granicą jest plastyczność materiału. Naprężenia zredukowane von Misesa wymagają znajomości naprężeń głównych występujących w ciele i opisane są zależnością:

$$\sigma_{red} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}.$$

3.2. Liczba Poissona

Materiał rozciągany wzdłuż jednego kierunku kurczy się w kierunku prostopadłym. Identyczna zasada występuje podczas ściskania. Materiał rozszerza się w kierunku prostopadłym do kierunku ściskania obiektu. Liczba Poissona ν jest zdefiniowana jako:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{trans}}{\varepsilon_{load}},$$

Gdzie ε_{load} to odkształcenie w kierunku obciążenia, a ε_{trans} to odkształcenie w kierunku poprzecznym do obciążenia. Mając na uwadze, że rozciąganie w jednym kierunku powoduje zwężenie w kierunku prostopadłym, stosunek odkształceń w tych dwóch kierunkach byłby ujemny. Z tego powodu przed ułamkiem wprowadzono znak ujemności, aby liczba Poissona miała wartość dodatnią.

3.3. Prawo Hooke'a

Prawo Hooke'a będąc elementarnym prawem mechaniki wiąże ze sobą odkształcenie z naprężeniem. Opisywana zasada określa proporcjonalny stosunek odkształcenia ciała do wielkości naprężenia działającego na to ciało. Współczynnikiem proporcjonalności jest moduł sprężystości. Jest to wartość stała, charakteryzująca materiał, z którego ciało jest zbudowane, znana jako moduł Younga. Zapis prawa Hooke'a dla zagadnienia jednowymiarowego:

$$\sigma = E\varepsilon,$$

gdzie σ – naprężenie, E – moduł Younga, ε – odkształcenie.

Należy podkreślić, że prawo Hooke'a można zastosować tylko dla małych odkształceń, poniżej granicy proporcjonalności.

Przedstawione równanie jest prawdziwe dla jednowymiarowego układu naprężeń. Chcąc przedstawić rozkład naprężeń w trójwymiarowym układzie musimy posłużyć się zarówno modułem Younga jak i współczynnikiem Poissona. W przyjętym ciele izotropowym, liniowo sprężystym, zakładając, że działają na to ciało składowe naprężeń normalnych $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ można przedstawić wartości składowych odkształceń $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)],$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_z + \sigma_x)],$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)].$$

Poza naprężeniami normalnymi występują jeszcze naprężenia prostopadłe do nich, są to naprężenia ścianjące. One zaś powodują odkształcenia kątowe $\gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}$, zależne od modułu Kirchhoffa G:

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G},$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G},$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G},$$

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}.$$

3.4. Równanie Naviera

Równanie Naviera to równanie opisujące ruch materiału liniowo sprężystego w oparciu o zależności między naprężeniami a odkształceniami. Jego zapis prezentuje się następująco:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F},$$

gdzie ρ – gęstość, $\mathbf{u}=[u_1, u_2, u_3]$ – wektor przemieszczenia, \mathbf{F} – siła.

Zapis równania dla trójwymiarowego stanu naprężeń:

$$\rho \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2} - \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} = F_x$$

$$\rho \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} = F_y$$

$$\rho \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} - \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} = F_z$$

Zapis prawa Hooke'a dla materiałów izotropowych z wykorzystaniem stałych Lamego:

$$\boldsymbol{\sigma} = 2\mu\boldsymbol{\varepsilon} + \lambda(\nabla \cdot \mathbf{u})\delta_{ij},$$

gdzie δ_{ij} – delta Kroneckera, μ, λ – stałe Lamego

$$\mu = G = \frac{E}{2(1 + \nu)},$$

$$\lambda = \frac{E * \nu}{(1 - 2\nu)(1 + \nu)}.$$

Końcowa postać równania Naviera:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - (\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})) = \mathbf{0}.$$

4. Auksetyki [9-12]

4.1. Materiały auksetyczne

Materiały auksetyczne to określenie opisujące materiały o ujemnej liczbie Poissona. Oznacza to, że materiał ściskany w jednej osi, będzie również kurczył się w osi prostopadłej do działania siły. Analogiczny efekt będzie uzyskany dla rozciągania – rozciąganie w jednym kierunku spowoduje rozszerzanie się materiału w kierunkach prostopadłych.

Dla materiałów izotropowych można wskazać pięć wartości granicznych liczby Poissona (Tabela 4.1.).

| Liczba Poissona | Znamiennosc fizyczna (znaczenie fizyczne) |
|---|---|
| $\nu = 1$ (dla obiektów płaskich) | Zachowanie powierzchni |
| $\nu = 0.5$ (graniczna wartość dla obiektów 3D) | Zachowanie objętości |
| $\nu = 0$ | Zachowanie przekroju |
| $\nu = -0.5$ | Zachowanie modułu $E = G$ |
| $\nu = -1$ | Zachowanie kształtu |

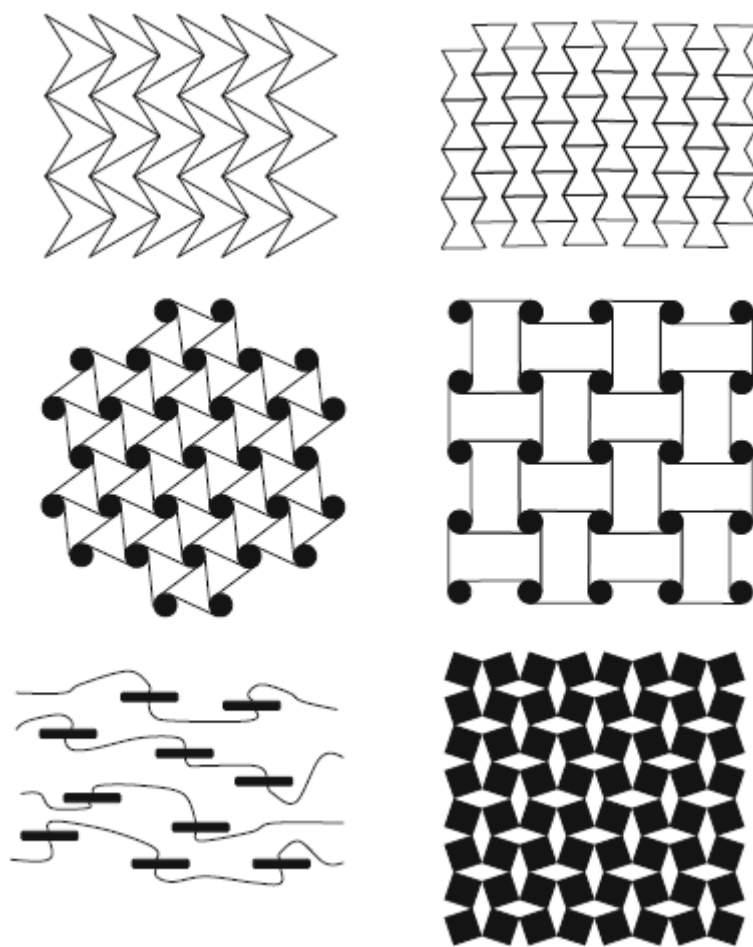
Tabela 4.1. Zestawienia zależności wartości liczby Poissona i znaczenia fizycznego. [9]

Dla wartości liczby Poissona $\nu = 0.5$ materiał określa się jako nieściśliwy, objętość obiektu jest zachowana. Kiedy ciało ma liczbę Poissona o wartości $\nu = 0$ przykładanie osiowej siły ściskającej lub rozciągającej nie wpływa na jego przekrój poprzeczny. Przywołując wzór na moduł Kirchhoffa

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

i podstawiając wartość $\nu = -0.5$ otrzymujemy tożsamość $G = E$ określoną jako zachowanie modułu. Opisując zachowanie materiału o liczbie Poissona $\nu = -1$ mówimy o zachowaniu kształtu ze względu na charakter reakcji ciała na działanie siły. Działanie siły powodujące odkształcenie w jednym kierunku powoduje powstanie identycznego odkształcenia w kierunku prostopadłym, przez co ciało utrzymuje swój kształt.

Naturalnie występującymi auksetykami są niektóre skały i minerały czy też papier. Charakter naturalnych materiałów auksetycznych mogą naśladować mikrogeometrie przedstawione na rysunku 4.1.:



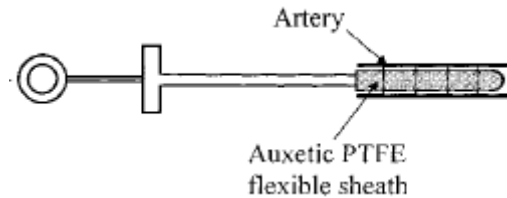
Rys. 4.1. Mikrogeometria imitująca własności auksetyków. [9]

4.2. Zastosowanie materiałów auksetycznych

Struktury auksetyczne dzięki swoim właściwościom znajdują szerokie zastosowanie w inżynierii. Często są używane jako wypełnienie struktur typu sandwich. Określenie to opisuje obiekt złożony z trzech warstw: górnej i dolnej będących często ciałami stałymi, zwykle o małej grubości oraz grubszym wypełnieniu między nimi o odmiennych właściwościach mechanicznych. Przykładami mogą być lekkie konstrukcje samochodowe, lotniczne lub biomedyczne.

Kompozyty auksetyczne wykazując wysoką wytrzymałość na ścinanie są bardzo ciekawym rozwiązaniem dla przemysłu lotniczego. Dodatkowym atutem materiałów auksetycznych jest często niższa gęstość a co za tym idzie masa niż metali. Analizując umieszczenie silników w samolocie można dojść do wniosku, że generowane wysokie dźwięki ze skrzydła samolotu mogą mieć wpływ na pasażerów, tutaj również można znaleźć przewagę auksetyków, ponieważ lepiej izolują drgania.

Przykładem zastosowania auksetyków w dziedzinie biomedycznej może być rozszerzacz światła tętnicy wykonany z politetrafluoroetyleny (rys. 4.2.). Pod wpływem rozciągania rozszerza się w kierunku bocznym, co ułatwia pracę lekarza w trakcie zabiegu.

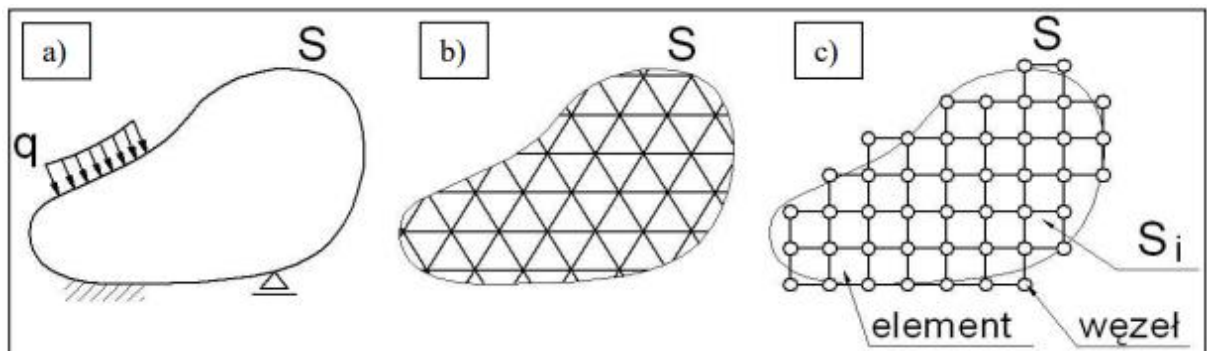


Rys. 4.2. Rozszerzacz światła tętnicy z materiału auksetycznego. [10]

Kolejnym przykładem mogą być tzw. inteligentne filtry. Można zwiększać lub zmniejszać średnice porów rozciągając lub ściskając matrycę. W ten sposób można ustawić filtr w odpowiadającym operatorowi zakresie. Na podobnym rozwiązaniu bazuje pomysł plastrów nasączonych lekami. W momencie, gdy rana jest opuchnięta i naciska na plaster, ten się rozszerza, wraz z porami, które uwalniają większą ilość leku.

5. Metoda Elementów Skończonych [13, 14]

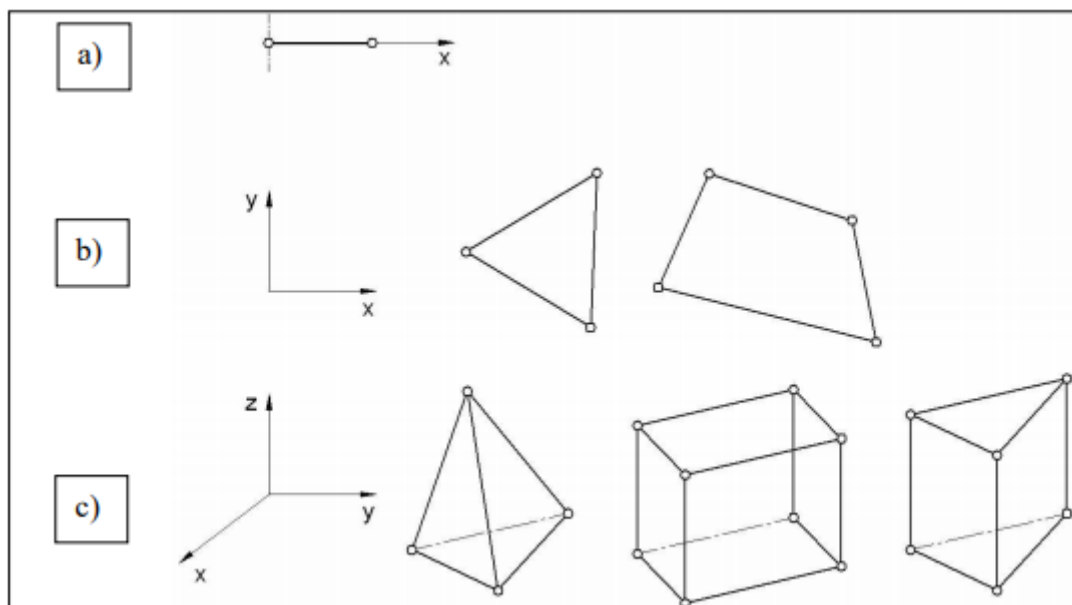
Metoda elementów skończonych (MES, ang FEM – finite element method) to jedno z rozwiązań komputerowo wspomaganych obliczeń inżynierskich. Jest to metoda zakwalifikowana do oprogramowania typu CAE (ang. computer aided engineering), co oznacza, że wspomaga projektantów oraz konstruktorów w podstawowych i zaawansowanych pracach oraz obliczeniach inżynierskich. Metoda pozwala komputerowo projektować konstrukcje oraz analizować ich właściwości mechaniczne, dzięki czemu skraca się czas pracy w porównaniu do metod tradycyjnych. Dodatkowo, metoda jest dokładniejsza. Zamiast traktować model jako obiekt ciągły, stosuje się uproszczenie geometrii do skończonej liczby obiektów dyskretnych. Podział obiektu nazywa się dyskretyzacja (rys. 5.1.). Elementy łączą się ze sobą w węzłach, gdzie przeprowadzane są obliczenia rozwiązujące układ.



Rys. 5.1. Przebieg dyskretyzacji [16].

W zależności od rodzaju analizowanej geometrii stosowane będą inne elementy dyskretne (rys. 5.2.). W przypadku analizowania elementu jednowymiarowego podstawowy element skończony będzie belką, element dwuwymiarowy będzie dyskretyzowany trójkątami lub wielobokami, natomiast trójwymiarowy uproszczony zostanie bryła czterobocznymi i wielobocznymi. Gdy stworzona zostanie siatka elementów skończonych na geometrii odrobinę bardziej skomplikowanej niż najprostsze modele geometryczne i stereometryczne, można zauważyć, że w niektórych miejscach elementy są różnej wielkości i występuje różne zagęszczenie tychże elementów. Związane jest to z chęcią otrzymania jak największej ilości dokładnych danych z obliczeń w miejscach, gdzie następuje zmiana geometrii lub występują siły albo utwierdzenia

geometrii, a co za tym idzie, występuje zmiana wartości naprężeń i innych wielkości mechanicznych.



Rys. 5.2. Podstawowe modele elementów skończonych [16].

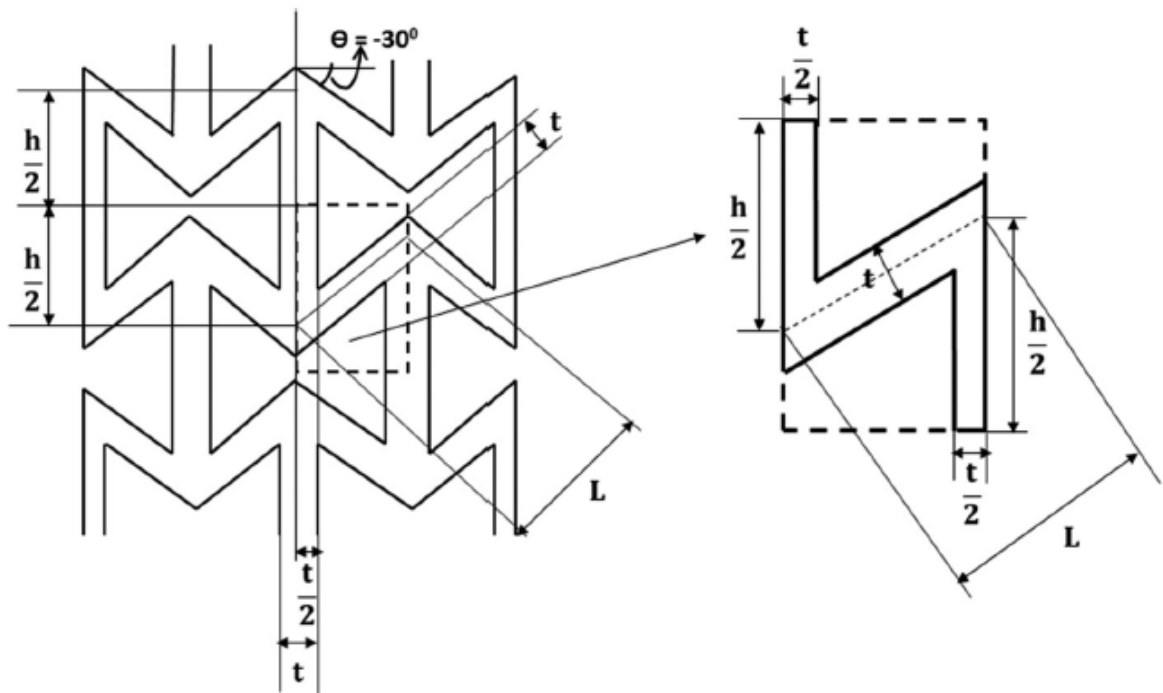
Najczęściej dyskretyzację modelu przeprowadza się na końcu przygotowania do symulacji i analizy. Poprzedza ją kilka obowiązkowych punktów. Przede wszystkim konieczne jest ustalenie wartości początkowych oraz brzegowych, takich jak wartości i lokalizacja sił i momentów, utwierdzenie, temperatura, szybkości i gęstości przepływów itp. Konieczne jest określenie materiałów, z których wykonane są wszystkie części. Bardzo często oprogramowanie, na podstawie wprowadzonych danych, samo znajduje wartości szukane oraz z których zależności od danych wejściowych ma korzystać, jednak nawet w takiej sytuacji należy się upewnić, że stworzony układ jest prawidłowy i zgodny z założeniami analizy. Ostatnim etapem jest już symulacja i rozwiązanie układu we wszystkich węzłach.

Oprogramowania MES bardzo ułatwiają pracę inżynierów. Również ją często przyspieszają i prawie zawsze pozwalają na uzyskanie bardziej dokładnych wyników. Możliwe jest dokładniejsze przeanalizowanie konstrukcji oraz dostosowanie jej do występujących obciążeń. Jednakowo, należy liczyć się ze znacznym obciążeniem systemu, na którym zainstalowane są programy do analizy MES. Nierzadko zdarza się, że skomplikowana geometria, analiza wielu czynników wpływa znacząco na czas pracy programu przedłużając go nawet do kilku dni.

6. Modele i metody badań

6.1. Opis modelu

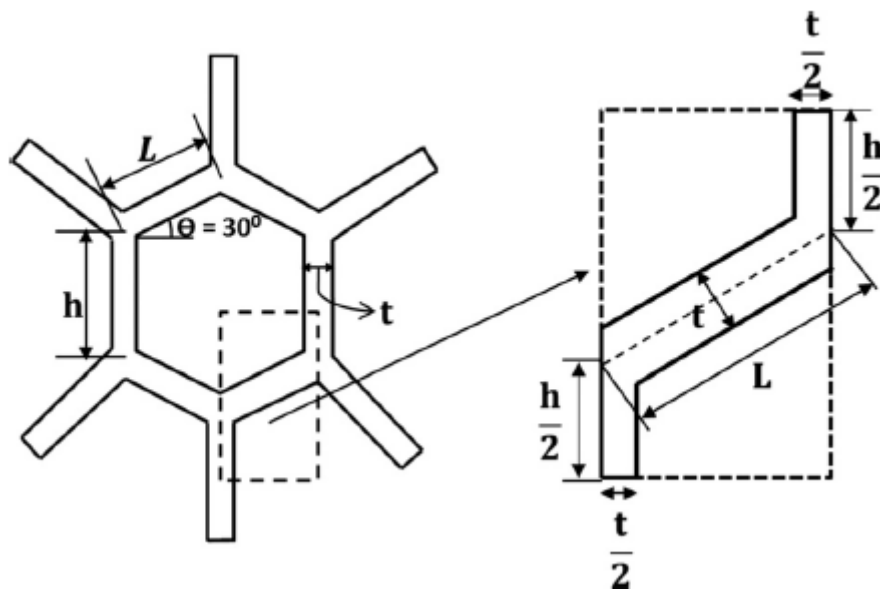
W pracy zaprojektowano modele stentów. Stworzono dwa modele celem porównania wyników. Pierwszy z nich o strukturze auksetycznej typu honeycomb re-entrant oraz zwykły honeycomb. Zgodnie z literaturą model o zmienionej strukturze powinien wykazywać charakter auksetyczny, a model tradycyjny nie. Proces projektowania rozpoczął się od stworzenia podstawowej komórki stentu zgodnie ze schematem (rys. 6.1.), w którym $h = 2L$:



Rys. 6.1. Schemat podstawowej komórki modelu honeycomb reentrant [15].

Tak stworzoną komórkę podstawową należało zmnożyć a następnie zawinąć na walca celem stworzenia struktury przestrzennej walcowej. Należało tak dobrać wartości średnicy walca oraz wielkości charakterystycznych (t , h , L) ze schematu, aby zawinięcie tworzyło jednolitą strukturę bez wolnych przestrzeni lub nakładania się na siebie elementów.

Taką samą metodę powzięto celem stworzenia struktury plastra miodu. Tutaj również posłużono się schematem (rys. 6.2.), z tą różnicą, że $h = L$:

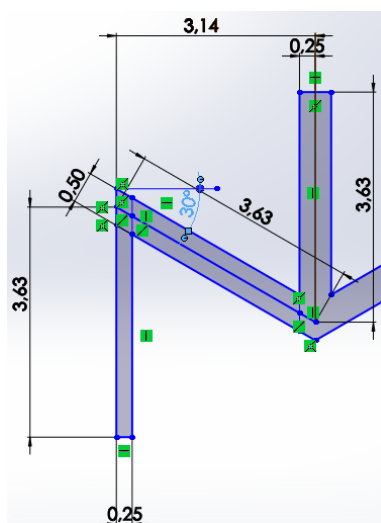


Rys. 6.2. Schemat podstawowej komórki modelu honeycomb [15].

Po stworzeniu podstawowego pierścienia stworzonego przez zawijanie można było przystąpić do budowania stentu wzdłuż wysokości. Dzięki temu możliwe było stworzenie stentu o wysokości równej wielokrotności wysokości podstawowego pierścienia.

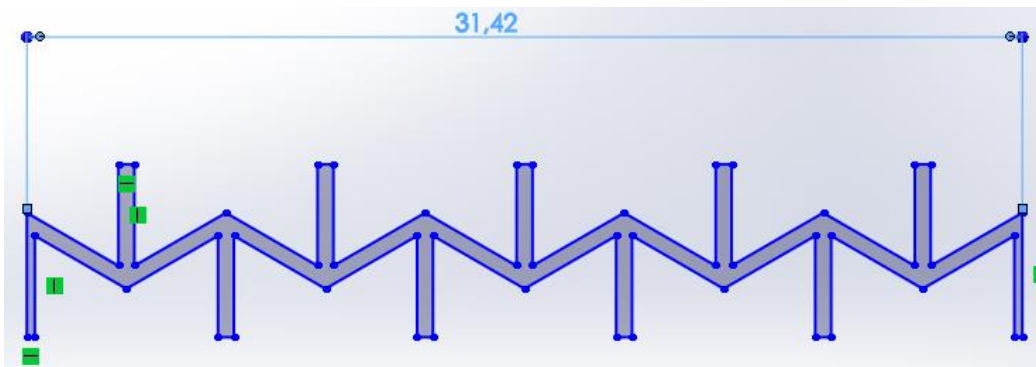
6.2. Wirtualny model i użyte programy

Do stworzenia modeli przestrzennych CAD zastosowano wersję studencką programu SolidWorks. Jest to program umożliwiający tworzenie modeli 2D oraz 3D, a także wykonywanie złożeń, obliczeń, symulacji ruchu oraz obciążenia. Projektowanie rozpoczęto od stentu o budowie auksetycznej. Stworzono komórkę podstawową (rys. 6.3.):



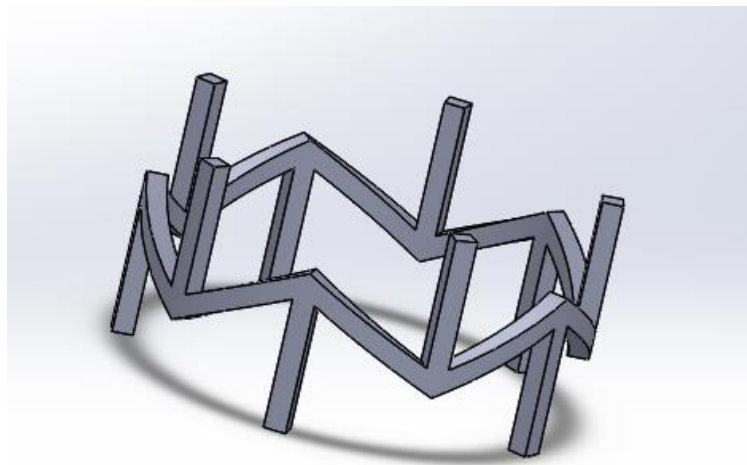
Rys. 6.3. Komórka podstawowa struktury honeycomb reentrant.

Dobór wymiarów jest nieprzypadkowy. Zgodnie ze wzorcem, zaadaptowano główne wymiary, mianowicie kąt $\alpha = 30^{\circ}$, stosunek długości $h=2L$ oraz grubości pręseł. Długość h oraz L zostały dobrane w taki sposób, aby szerokość komórki była równa wartości liczby Pi. Dzięki takiemu doborowi wartości można było bezproblemowo zmnożyć komórkę oraz zawinąć powstały wzór na walcu o średnicy o wartości liczby naturalnej. Komórkę powielono poprzez narzędzie odbicia lustrzanego uzyskując następujący szkic (rys. 6.4.):



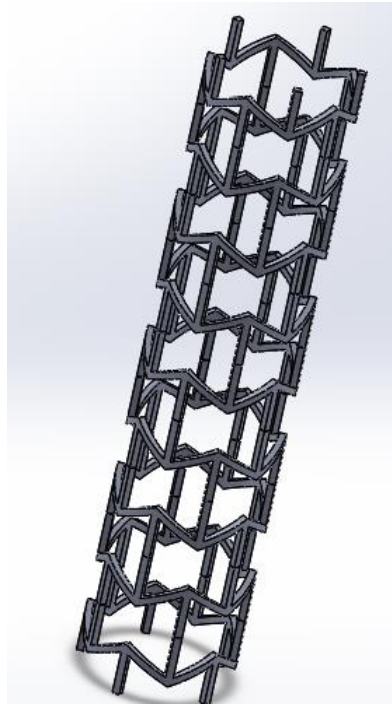
Rys. 6.4. Szkic jednego rzędu struktury honeycomb reentrant.

Następnym krokiem było utworzenie rury o obwodzie zewnętrznym odpowiadającym długości szkicu. W tym momencie przydaje się zdefiniowanie szerokości komórki podstawowej jako wielokrotność liczby Pi. Zdecydowano, na podstawie wiedzy własnej oraz literatury o stworzeniu stentu o średnicy wewnętrznej równej 10 mm. Średnica wewnętrzna stentu jest równa średnicy zewnętrznej rury, na której zawija się szkic stentu. Stosując narzędzie Zawijaj nawinięto szkic na rurę tworząc podstawowy element trójwymiarowy stentu (rys. 6.5.):



Rys. 6.5. Podstawowy element stentu honeycomb reentrant.

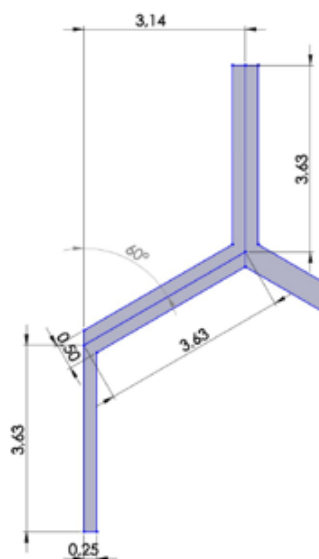
Stworzony element można było zwielokrotnić, co skutkowało otrzymaniem struktury (rys. 6.6.):



Rys. 6.6. Model stentu stworzony ze struktur honeycomb reentrant.

Osiągnięto wysokość ok. 48,97 mm co odpowiada długości stosowanych stentów.

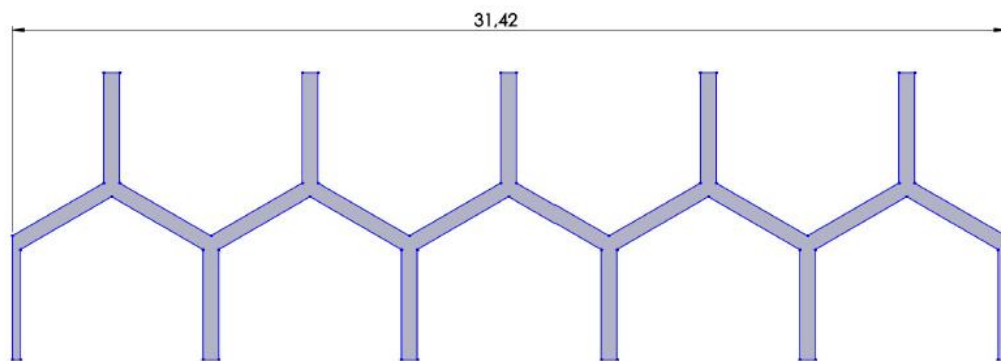
Następnie stworzono model stentu bez struktury auksetycznej, za to o porównywalnych wielkościach komórek tworzących konstrukcję. Stworzono komórkę podstawową (rys. 6.7.):



Rys. 6.7. Komórka podstawowa struktury honeycomb.

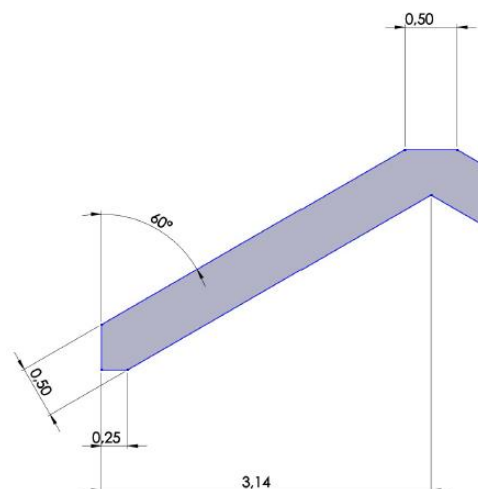
Wymiary dobrano według wzorca. Określono szerokość komórki podstawowej do wartości liczby Pi. Dzięki temu podczas zawijania zwielokrotnionego szkicu na walec o średnicy, której wartość jest liczbą całkowitą, uniknięto nakładania się szkicu samego na siebie. Zgodnie z wzorcem zachowano wartości kątów, jak również stosunek szerokości odpowiednich ramion. Utrzymano w całej konstrukcji stosunek wartości h oraz L , jednak nie w sposób przedstawiony we wzorcu.

Stworzono poprzez odbicie lustrzane oraz kopie szkic (rys. 6.8.) określający szerokość konstrukcji, a co za tym idzie średnicę stentu, ponownie zdecydowano się na średnicę 10 mm.



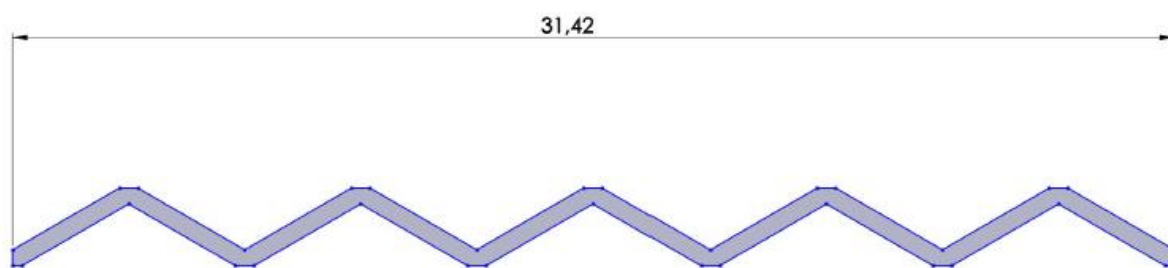
Rys. 6.8. Szkic jednego rzędu struktury honeycomb.

Trudności ze stworzeniem szkicu według wzorca ($h = L$) spowodowały konieczność stworzenia szkicu jak widać wyżej oraz dorysowanie zakończenia komórek podstawowych. Trudność wynikała z faktu, że po stworzeniu szkicu według wzorca, ten tworzył zamkniętą konstrukcję, która podczas zawijania na walcu nie dawała koniecznego efektu ażuru. Stworzono więc osobno część domykającą szkic komórki podstawowej (rys. 6.9.):



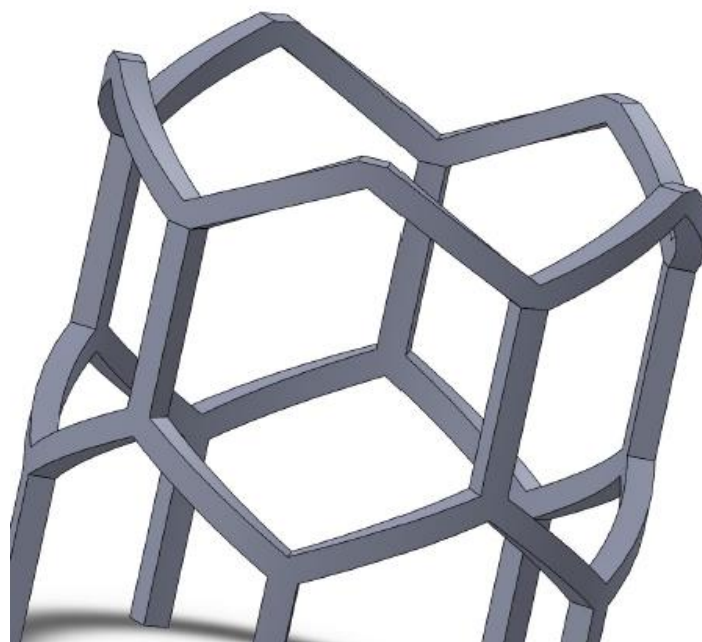
Rys. 6.9. Szkic podstawowej komórki elementu domykającego.

Oczywistym jest, że wszelkie wymiary musiały pokrywać się z tymi z pierwszego szkicu (rys. 6.10):



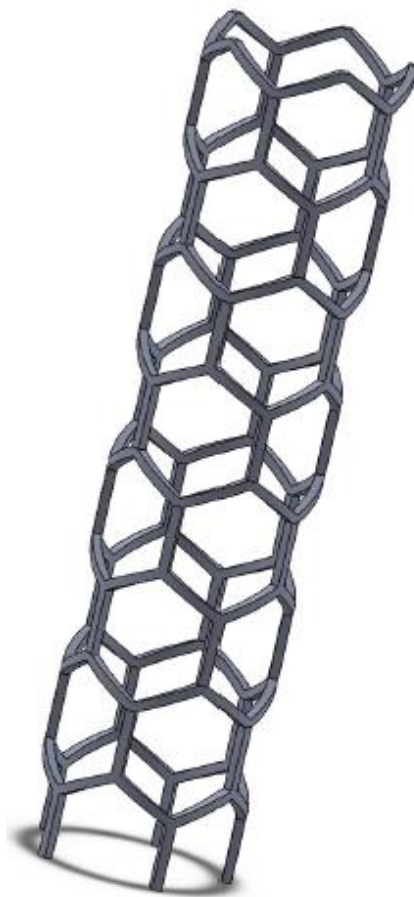
Rys. 6.10. Rząd struktury domykającej.

Umożliwiło to stworzenie konstrukcji zgodnej ze wzorcem (rys. 6.11.):



Rys. 6.11. Podstawowy element stentu honeycomb.

Zawinięcie szkieletów na walcu o średnicy 10mm oraz związanie ze sobą dwóch powstałych konstrukcji zaowocowało stworzeniem konstrukcji o wymaganych wymiarach (rys. 6.12.). Następnym krokiem było zwielokrotnienie powstałego modelu tak by jego długość była jak najbardziej zbliżona do stentu o strukturze auksetycznej.



Rys. 6.12. Model stentu stworzony ze struktur honeycomb.

Udało się uzyskać długość 44,69mm, co jest zbliżoną wartością w porównaniu do konstrukcji siostrzanej.

7. Modelowanie i symulacja

7.1. Założenie symulacji

Celem symulacji jest porównanie dwóch siostrzanych konstrukcji stentów biomedycznych. Podczas analizy sprawdzono czy stenty wykazują charakter konstrukcji auksetycznej. Sprawdzenie polega na rozciąganiu konstrukcji siłą 10N, po tym nastąpi identyfikacja rodzaju a dokładniej kierunku odkształceń. Symulacja została przeprowadzona w dwóch programach: SolidWorks 2018 oraz Comsol Multiphysics. Celem tego zabiegu jest chęć i konieczność porównania wyników, które mogą się między sobą różnić. Spowodowane to może być różną dokładnością analizy, formatowaniem plików czy tworzeniem siatki elementów skończonych. Chcąc uniknąć wyciągania błędnych wniosków zdecydowano się na analizę w dwóch niezależnych programach. Tak więc przedstawione będą cztery symulacje (tabela 7.1.):

| Lp | Konstrukcja | Oprogramowanie | Obciążenie |
|----|-------------------------------------|---------------------|-----------------|
| 1 | Stent o budowie honeycomb reentrant | SolidWorks | Rozciąganie 10N |
| 2 | Stent o budowie honeycomb | SolidWorks | Rozciąganie 10N |
| 3 | Stent o budowie honeycomb reentrant | Comsol Multiphysics | Rozciąganie 10N |
| 4 | Stent o budowie honeycomb | Comsol Multiphysics | Rozciąganie 10N |

Tabela 7.1. Zestawienie przeprowadzonych symulacji.

Aby wykonać w programie SolidWorks symulację naprężeniowo – odkształceniową należy uruchomić moduł SolidWorks Simulation, który można znaleźć w bibliotece dodatków. Pierwszym krokiem jaki należy wykonać jest zdefiniowanie materiału lub materiałów z jakich wykonany jest element, który będzie analizowany. W przypadku symulacji jednorodnej konstrukcji należy z górnego panelu wybrać opcję „Zastosuj materiał”. Oprogramowanie SolidWorks posiada bardzo bogatą bibliotekę materiałów automatycznie wgranych wraz z pakietem instalacyjnym. Materiały podzielone są na kategorie celem łatwiejszego znalezienia interesującego nas materiału z całej listy. Materiały z biblioteki mają przypisaną dużą ilość właściwości, jednakże nierzadko należy je uzupełnić sięgając po

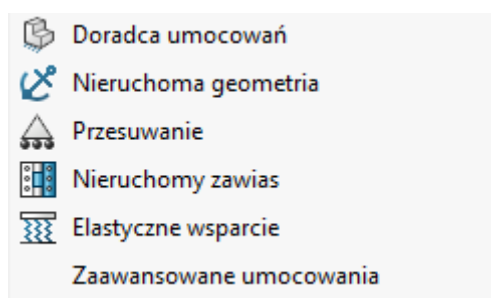
literaturę. Aby zmienić właściwości domyślnego materiału należy go najpierw skopiować i na kopii dokonywać zmian.

W przypadku symulacji nr 1 wybrano materiał zgodny ze standardami oraz literaturą, mianowicie stal 316; jest to stal chromowo - niklowo – molibdenowa austenityczna odporna na korozję. Program SolidWorks ma zdefiniowaną stal 316L oraz posiada określone właściwości mechaniczne materiału (rys. 7.1.).

| Właściwość | Wartość | Jednostki |
|---------------------------------------|-----------|-------------------|
| Współczynnik sprężystości | 2e+11 | N/m ² |
| Współczynnik Poissona | 0.265 | n.d. |
| Współczynnik naprężenia ścinającego | 8.2e+10 | N/m ² |
| Masa właściwa | 8027 | kg/m ³ |
| Wytrzymałość na rozciąganie | 485000000 | N/m ² |
| Wytrzymałość na ściskanie | | N/m ² |
| Granica plastyczności | 170000000 | N/m ² |
| Współczynnik rozszerzalności cieplnej | 1.65e-05 | /K |
| Współczynnik przewodzenia ciepła | 14.6 | W/(m·K) |
| Ciepło właściwe | 450 | J/(kg·K) |
| Stosunek tłumienia materiału | | n.d. |

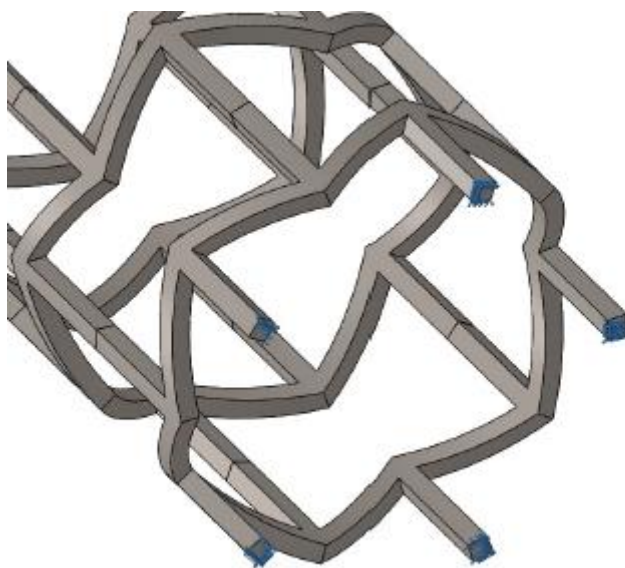
Rys. 7.1. Właściwości mechaniczne stali 316L w programie SolidWorks.

Kolejnym etapem jest utwierdzenie konstrukcji. Jest to zdefiniowanie miejsca unieruchomienia modelu. W programie SolidWorks utwierdzenie modelu wykonuje się wybierając z menu rozwijanego „Doradca umocowań” jedną z opcji (rys. 7.2.):



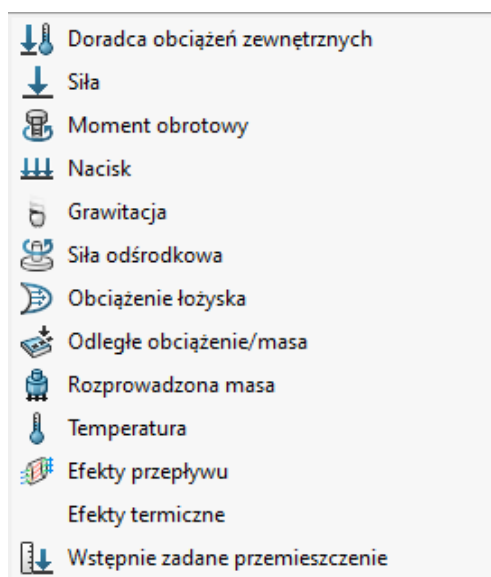
Rys. 7.2. Opcje menu „doradca umocowań” programu SolidWorks.

Wybrano opcję „Nieruchoma geometria” oraz zdefiniowano miejsce unieruchomienia w dolnej części modelu (rys. 7.3.):



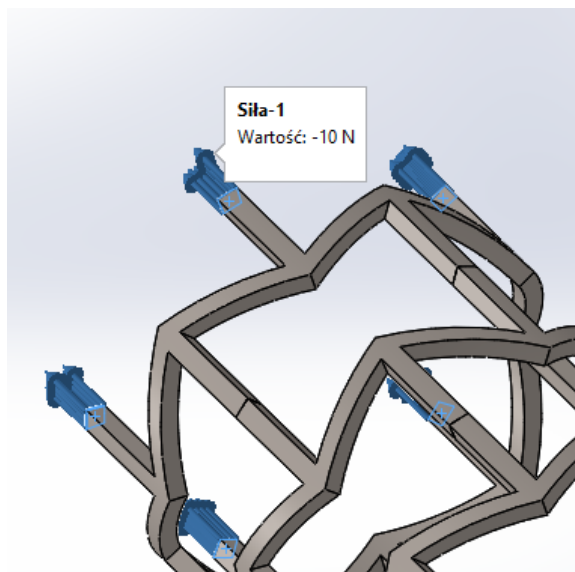
Rys. 7.3. Lokalizacja unieruchomienia modelu.

Następnym krokiem jest zdefiniowanie obciążenia zewnętrznego działającego na model. Jak wcześniej opisano, celem stwierdzenia charakteru auksetycznego konstrukcji, zadziałano siłą rozciągającą o wartości 10N. W programie SolidWorks obciążenie zewnętrzne ustala się wybierając z menu górnego opcję „Doradca obciążeń zewnętrznych”, z której można wybrać jedną z opcji (rys. 7.4.):



Rys. 7.4. Opcje menu „doradca obciążeń zewnętrznych” programu SolidWorks.

Zdefiniowano siłę rozciągającą o wartości 10 N na przeciwległym końcu stentu względem utwierdzenia (rys. 7.5.).



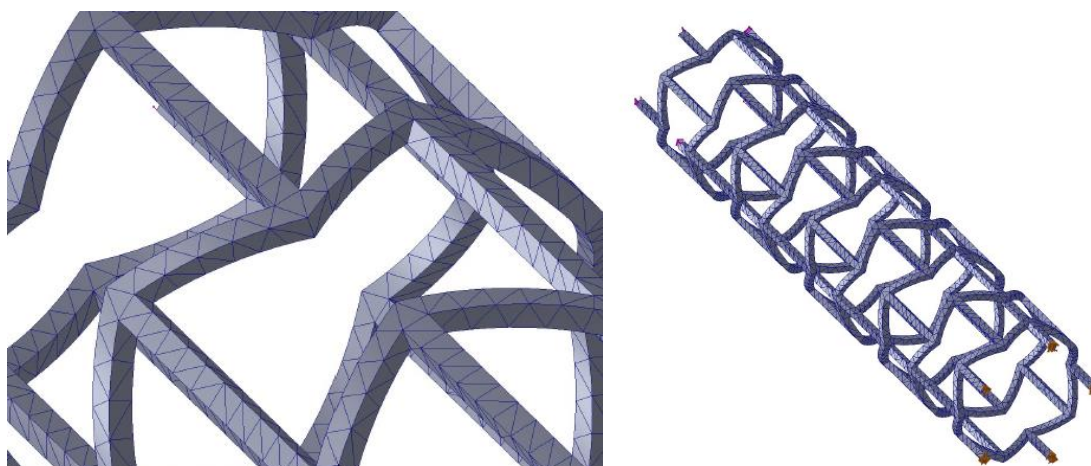
Rys. 7.5. Lokalizacja obciążenia modelu.

Jednym z ostatnich kroków jest stworzenie siatki elementów skończonych. Działanie to wykonuje się wybierając z menu górnego opcję „Uruchom to badanie” a z listy rozwijanej opcję „Utwórz siatkę”. Program umożliwia wybranie gęstości siatki oraz zaawansowanych parametrów siatki. Wygenerowana siatka dla opisywanego badania ma następujące właściwości (rys. 7.6.):

| | |
|---|----------------------------------|
| Nazwa badania | Analiza statyczna 1 (-Domyślna-) |
| Typ siatki | Siatka bryłowa |
| Użyty generator siatki | Siatka standardowa |
| Automatyczne przejście | Wyłączone |
| Uwzględnij automatyczne pętle siatki | Wyłączone |
| Punkty jakobianu siatki wysokiej jakości | 4 punktów |
| Rozmiar elementu | 0,714005 mm |
| Tolerancja | 0,0357003 mm |
| Jakość siatki | Wysoka |
| Całkowita liczba węzłów | 20987 |
| Całkowita liczba elementów | 8751 |
| Maksymalny współczynnik kształtu | 14,694 |
| Procent elementów o współczynniku kształtu <3 | 96,8 |
| Procent elementów o współczynniku kształtu >10 | 0,194 |
| Procent zniekształconych elementów | 0 |
| Liczba zniekształconych elementów | 0 |
| Utwórz ponownie siatkę dla nieudanych części używając niekompatybilnej siatki | Wyłączone |
| Czas do ukończenia siatki (hh:mm:ss) | 00:00:16 |
| Nazwa komputera | HP |

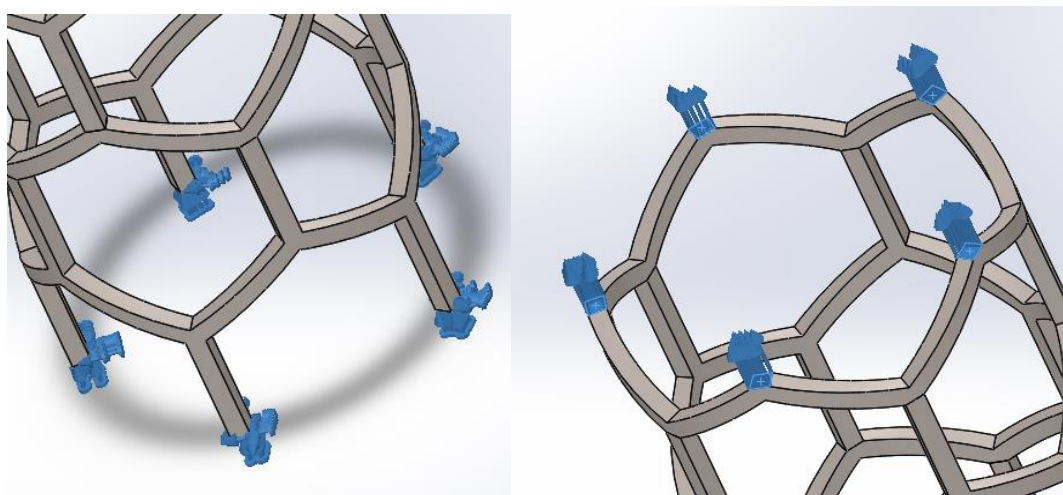
Rys. 7.6. Właściwości siatki elementów skończonych.

Siatka prezentuje się następująco (rys. 7.7.):



Rys. 7.7. Siatka elementów skończonych na modelu.

Przygotowanie do symulacji nr 2 składało się z tych samych kroków. Jako materiał zdefiniowano stal 316L. Zdefiniowano utwierdzenia oraz obciążenia (rys. 7.8.).



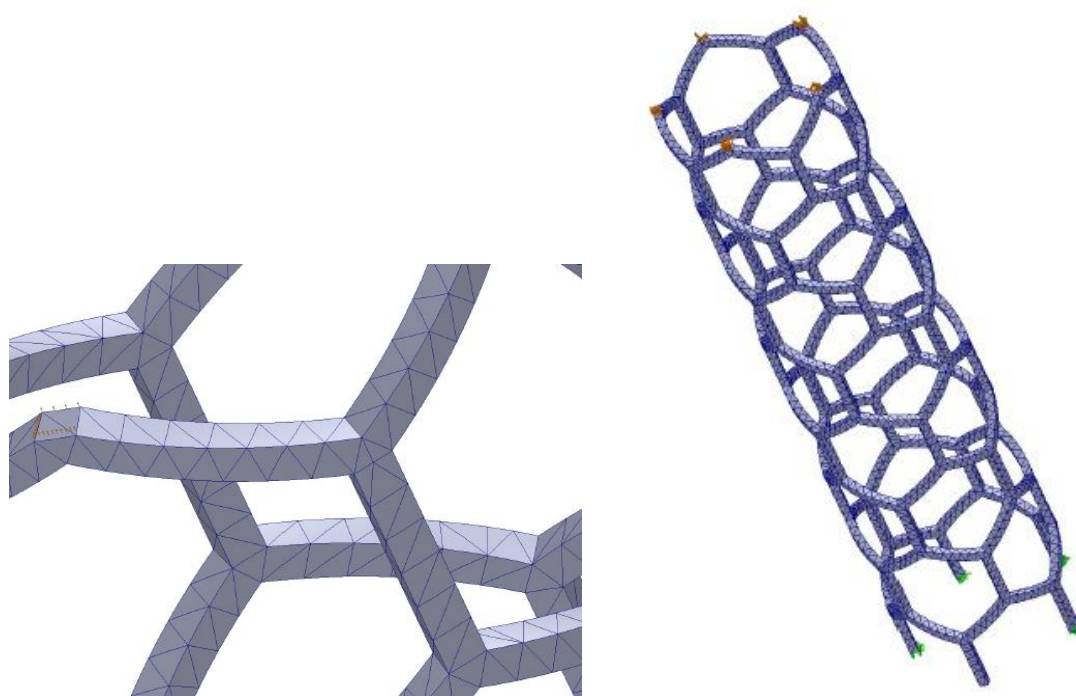
Rys. 7.8. Utwierdzenie oraz obciążenie.

Nałożono siatkę elementów skończonych o następujących parametrach (rys. 7.9.).

| | |
|---|----------------------------------|
| Nazwa badania | Analiza statyczna 1 (-Domyślna-) |
| Typ siatki | Siatka bryłowa |
| Użyty generator siatki | Siatka standardowa |
| Automatyczne przejście | Wyłączone |
| Uwzględnij automatyczne pętle siatki | Wyłączone |
| Punkty jacobianu siatki wysokiej jakości | 4 punktów |
| Rozmiar elementu | 0,593429 mm |
| Tolerancja | 0,0296714 mm |
| Jakość siatki | Wysoka |
| Całkowita liczba węzłów | 18049 |
| Całkowita liczba elementów | 7698 |
| Maksymalny współczynnik kształtu | 4,0986 |
| Procent elementów o współczynniku kształtu <3 | 98,8 |
| Procent elementów o współczynniku kształtu >10 | 0 |
| Procent zniekształconych elementów | 0 |
| Liczba zniekształconych elementów | 0 |
| Utwórz ponownie siatkę dla nieudanych części używając niekompatybilnej siatki | Wyłączone |
| Czas do ukończenia siatki (hh:mm:ss) | 00:00:41 |
| Nazwa komputera | HP |

Rys. 7.9. Właściwości siatki elementów skończonych.

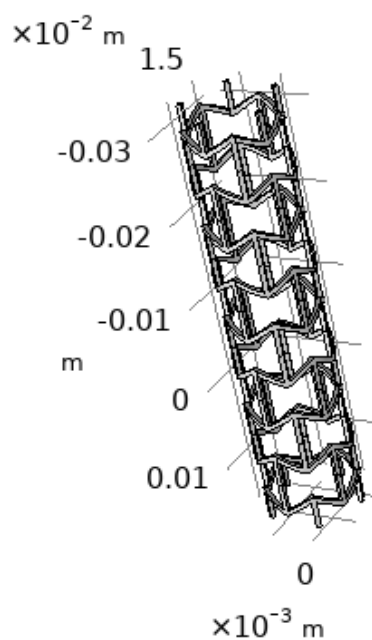
Siatka prezentuje się następująco (rys. 7.10).



Rys. 7.10. Siatka elementów skończonych na modelu.

Symulacje nr 3 i 4 przeprowadzono w programie Comsol MultiPhysics. Jest to oprogramowanie obliczeniowe pozwalające na rozwiązywanie skomplikowanych układów równań różniczkowych związanych z zastosowaniem metody elementów skończonych. Comsol MultiPhysics umożliwia tworzenie geometrii zbudowanych z prymitywów takich jak koło, czworokąt (2D) oraz prostopadłościan, walec, sfera (3D) oraz importowanie stworzonych modeli np. w rozszerzeniu .stl, .sldprt, .ipt i podobne. Oprogramowanie umożliwia tworzenie symulacji oraz analizy w wielu różnych blokach, zarówno w przestrzeni dwu jak i trzymiarowej, takich jak akustyka, elektryka, elektrochemia, mechanika płynów, wymiana ciepła, optyka, mechanika. Możliwe są analizy stacjonarne, zależne od czasu, częstotliwościowe i inne.

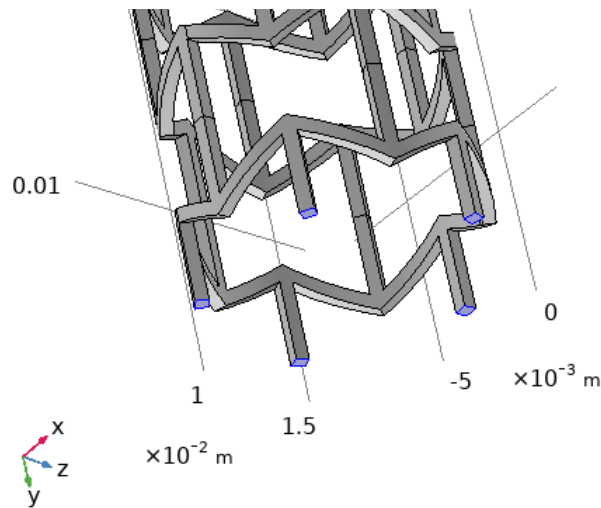
Stworzony w programie SolidWorks model stentu honeycomb reentrant należy zaimportować do Comsol MultiPhysics. Na drzewku zadań w zakładce „Component” należy wybrać menu rozwijane „Geometry” i zaimportować wybrany plik w odpowiednim formacie (rys. 7.11.).



Rys. 7.11. Zaimportowana geometria.

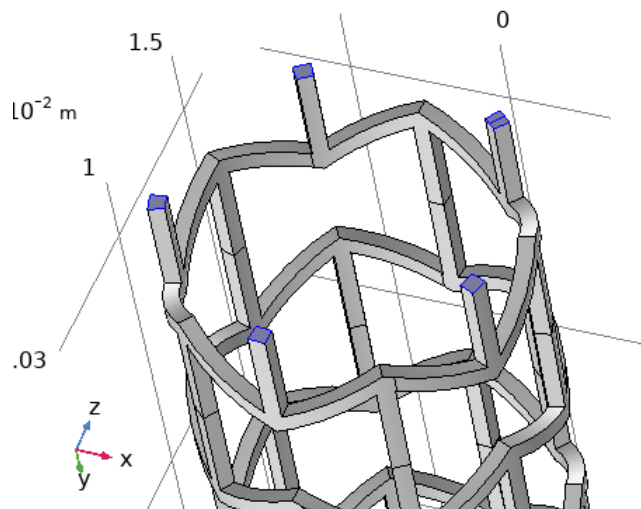
W zakładce „Component” w punkcie „Materials” możliwe jest zdefiniowanie materiału. W przypadku tego modelu cała konstrukcja jest wykonana z jednolitego materiału. Można skorzystać z biblioteki programu Comsol MultiPhysics i wybrać stal 316L. Wszystkie potrzebne parametry są zdefiniowane, nie trzeba tworzyć nowego materiału.

Kolejnym etapem jest utwierdzenie modelu. Zarówno umocowanie jak i obciążenie zewnętrzne dla symulacji 3 i 4 wybrano w tych samych miejscach oraz o tych samych wartościach jak odpowiednio w symulacji 1 i 2. W programie Comsol Multiphysics utwierdzenie konstrukcji wykonuje się z drzewka zadań wybierając zakładkę „Solid Mechanics” punkt „Fixed Constraint”, następnie należy wybrać ściany modelu, które mają zostać unieruchomione (rys. 7.12.). Przeszyczenie w tych miejscach będzie równe zero.

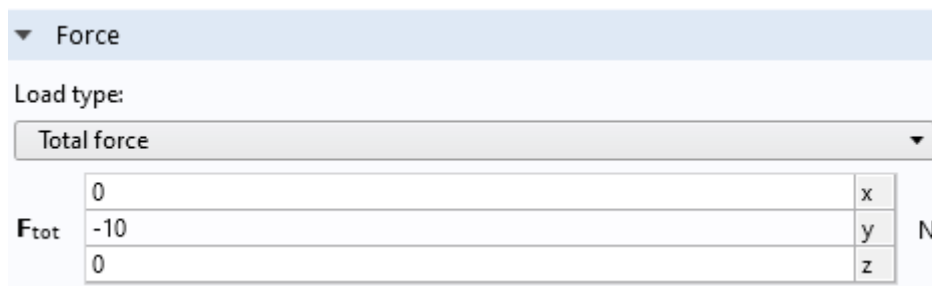


Rys. 7.12. Lokalizacja utwierdzenia modelu.

Model obciążono siłą rozciągającą o wartości 10N, zgodnie z lokalizacją i kierunkiem działania jak w symulacji nr 1. Aby zdefiniować siłę obciążającą należy z drzewka zadań wybrać punkt „Boundary Load” a następnie zdefiniować wartość siły w konkretnych osiach (rys. 7.13., 7.14.).

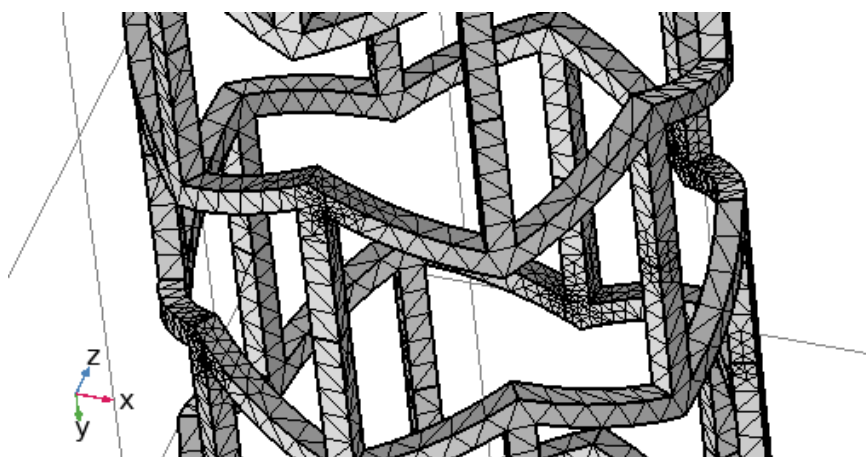


Rys. 7.13. Lokalizacja obciążenia modelu.



Rys. 7.14. Zdefiniowana wartość i kierunek obciążenia modelu.

W celu wygenerowania siatki elementów skończonych należy wybrać z drzewka zadań punkt „Mesh”. Siatka generowana automatycznie może zostać wygenerowana w kilku wielkościach elementów podstawowych. Wybrano opcję „Finer” oznaczającą gęstsze niż normalnie nagromadzenie elementów (rys. 7.15., 7.16.).

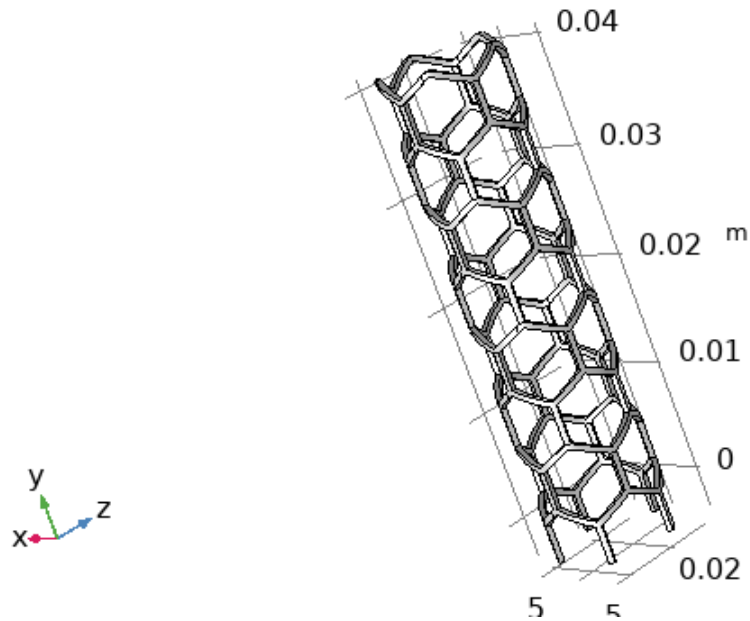


Rys. 7.15. Siatka elementów skończonych na modelu.

| Complete mesh | |
|-------------------------------|------------------------|
| Mesh vertices: | 8183 |
| Element type: | All elements |
| Tetrahedra: | 22325 |
| Triangles: | 14122 |
| Edge elements: | 5125 |
| Vertex elements: | 830 |
| — Domain element statistics — | |
| Number of elements: | 22325 |
| Minimum element quality: | 0.2035 |
| Average element quality: | 0.6139 |
| Element volume ratio: | 2.984E-4 |
| Mesh volume: | 1.63E-7 m ³ |

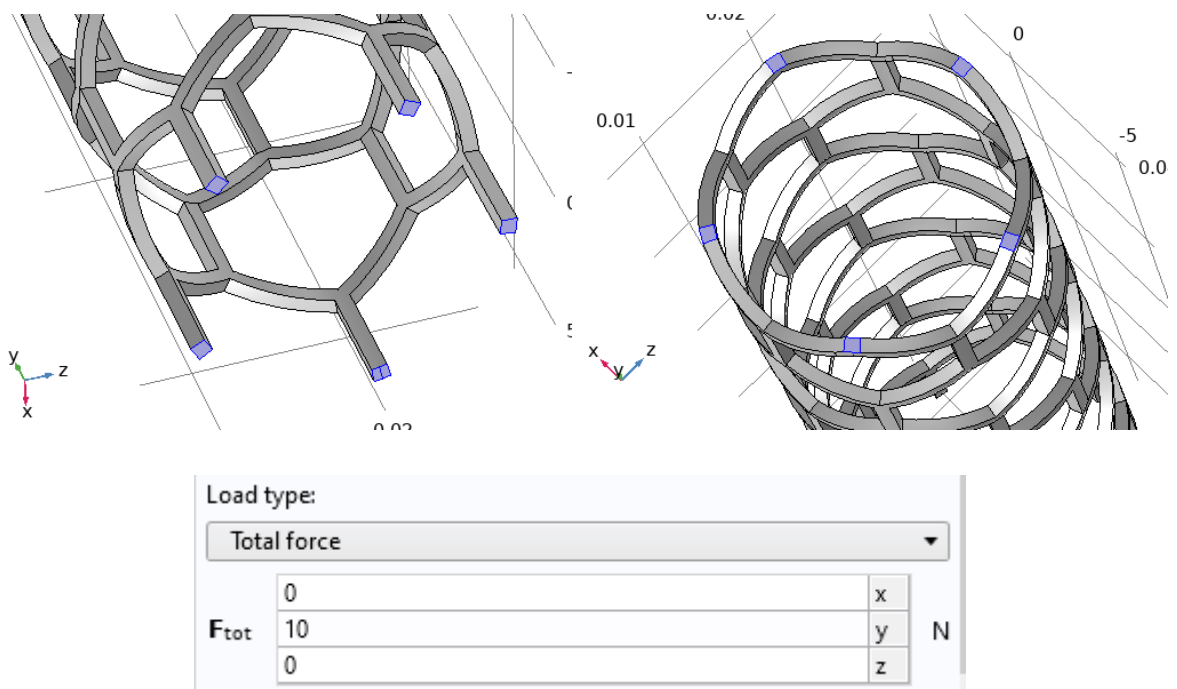
Rys. 7.16. Właściwości siatki elementów skończonych.

Symulacja nr 4 została przygotowana w sposób analogiczny do symulacji nr 2 i 3. Zaimportowano geometrię oraz przypisano jako materiał stal 316L (rys. 7.17).



Rys. 7.17. Zaimportowana geometria.

Zdefiniowano miejsce utwierdzenia modelu oraz ustalono miejsce oraz wartość i kierunek siły działającej na konstrukcję (rys. 7.18.).

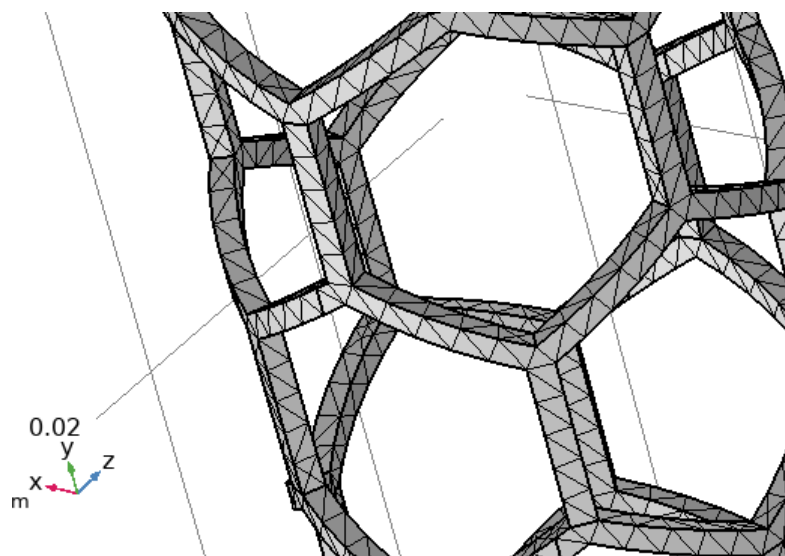


Rys. 7.18. Lokalizacja utwierdzenia oraz obciążenia. Wartość i kierunek siły obciążającej.

Zbudowano siatkę o następujących parametrach (rys. 7.19., 7.20.).

| Complete mesh | |
|-------------------------------|-------------------------|
| Mesh vertices: | 2980 |
| Element type: | All elements |
| Tetrahedra: | 5821 |
| Triangles: | 5968 |
| Edge elements: | 2920 |
| Vertex elements: | 580 |
| — Domain element statistics — | |
| Number of elements: | 5821 |
| Minimum element quality: | 0.2248 |
| Average element quality: | 0.5818 |
| Element volume ratio: | 0.01372 |
| Mesh volume: | 1.107E-7 m ³ |

Rys. 7.19. Właściwości siatki elementów skończonych.



Rys. 7.20. Siatka elementów skończonych na modelu.

W tabeli 7.2. zestawiono ze sobą wartości charakterystyczne stworzonych siatek elementów skończonych.

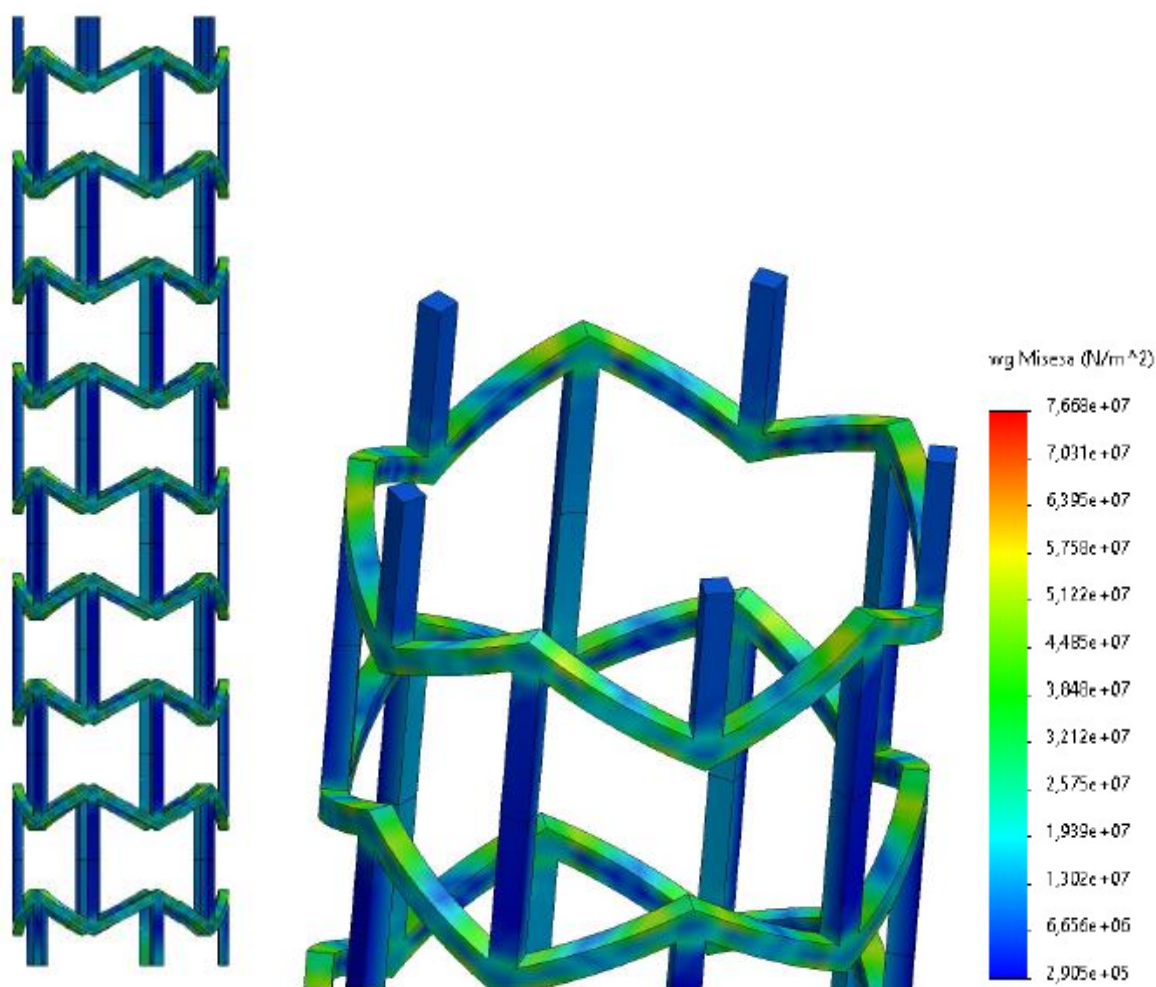
| Symulacja | Liczba elementów |
|-----------|------------------|
| 1 | 8 751 |
| 2 | 7 698 |
| 3 | 22 325 |
| 4 | 5 821 |

Tabela 7.2. Wartości charakterystyczne wygenerowanych siatek elementów skończonych.

Z tak przygotowanymi parametrami symulacji 1-4 można rozpocząć ich realizację.

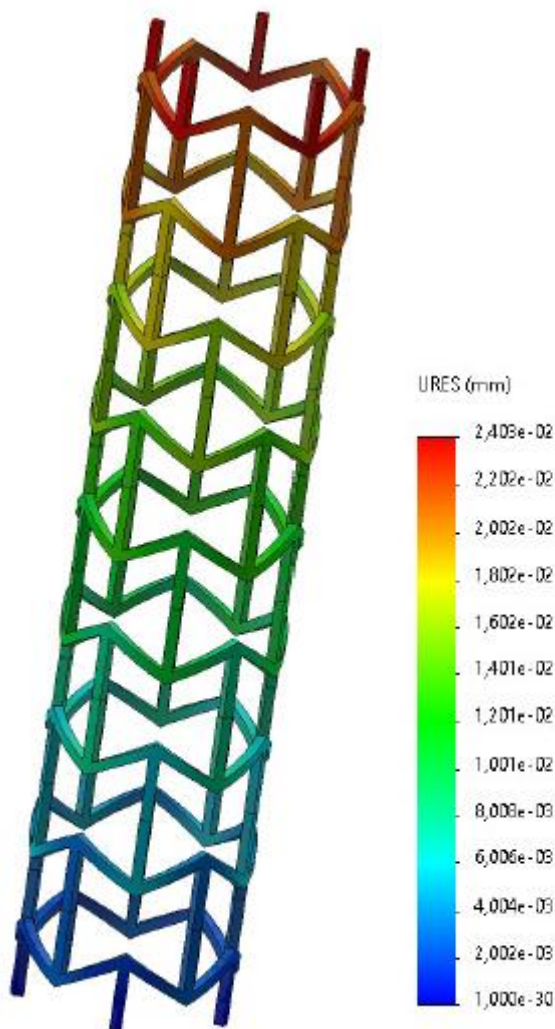
7.2. Symulacja naprężeniowa

Zastosowano siłę rozciągającą o wartości 10N, naprężenia występujące w modelu w trakcie działania obciążenia dążą do maksymalnej wartości 76,6 MPa. Granica plastyczności stali 316L wynosi 170 MPa a wytrzymałość na rozciąganie to 485 MPa. Można stwierdzić, że występujące naprężenia są bezpieczne dla konstrukcji. Najwyższe wartości naprężeń występują w wielu miejscach konstrukcji. Jest to zrozumiałe, model składa się z powtarzających się identycznych części, stąd występujące największe naprężenia również powtarzają się w miejscach powielonych modułów. Spiętrzenie naprężeń można zaobserwować w ukośnych powtarzających się dookoła przęsłach stentu. W szczególności, największe wartości występują w miejscach zagięcia drutu. Nie zauważa się przejmowania naprężeń przez elementy pionowe, wzdłużne modelu.



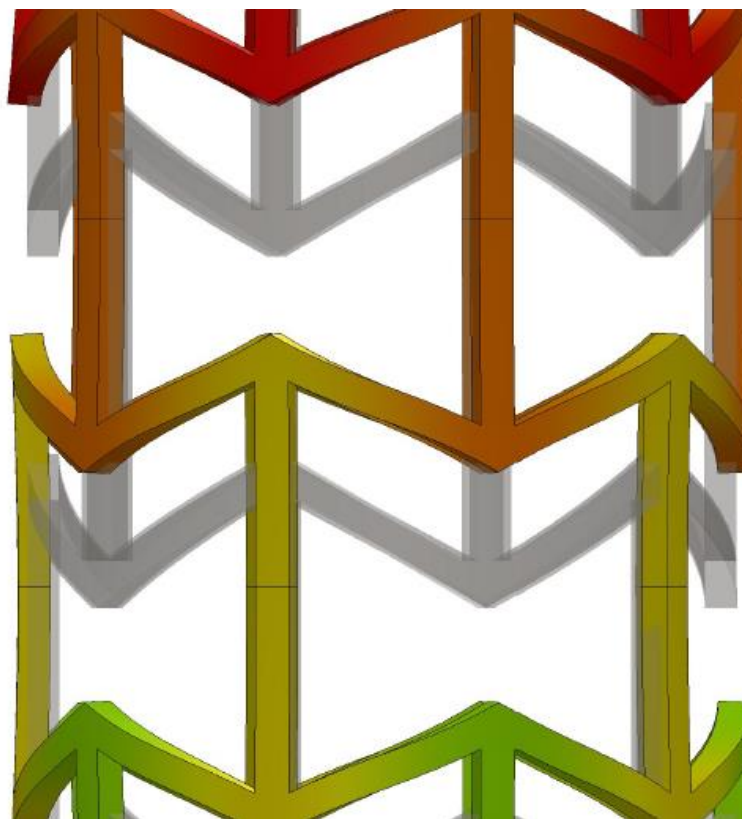
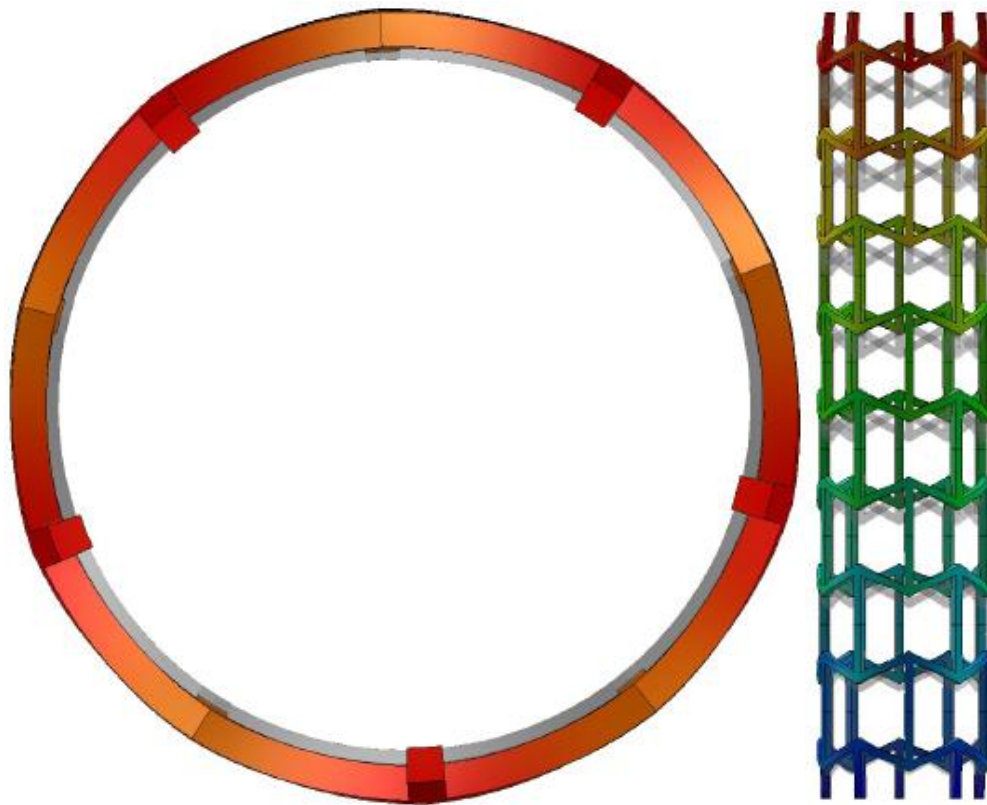
Rys. 7.21. Wygenerowane naprężenia w Symulacji nr 1.

Ze względu na zastosowane obciążenie oraz zamocowanie modelu, przemieszczenia występujące w modelu są największe przy miejscu działania siły a najmniejsze tuż przy utwierdzeniu stentu. Zastosowana siła jest niewielka, stąd też występujące przemieszczenia są małych wartości. Największym zanotowanym przemieszczeniem jest 0,024 mm.



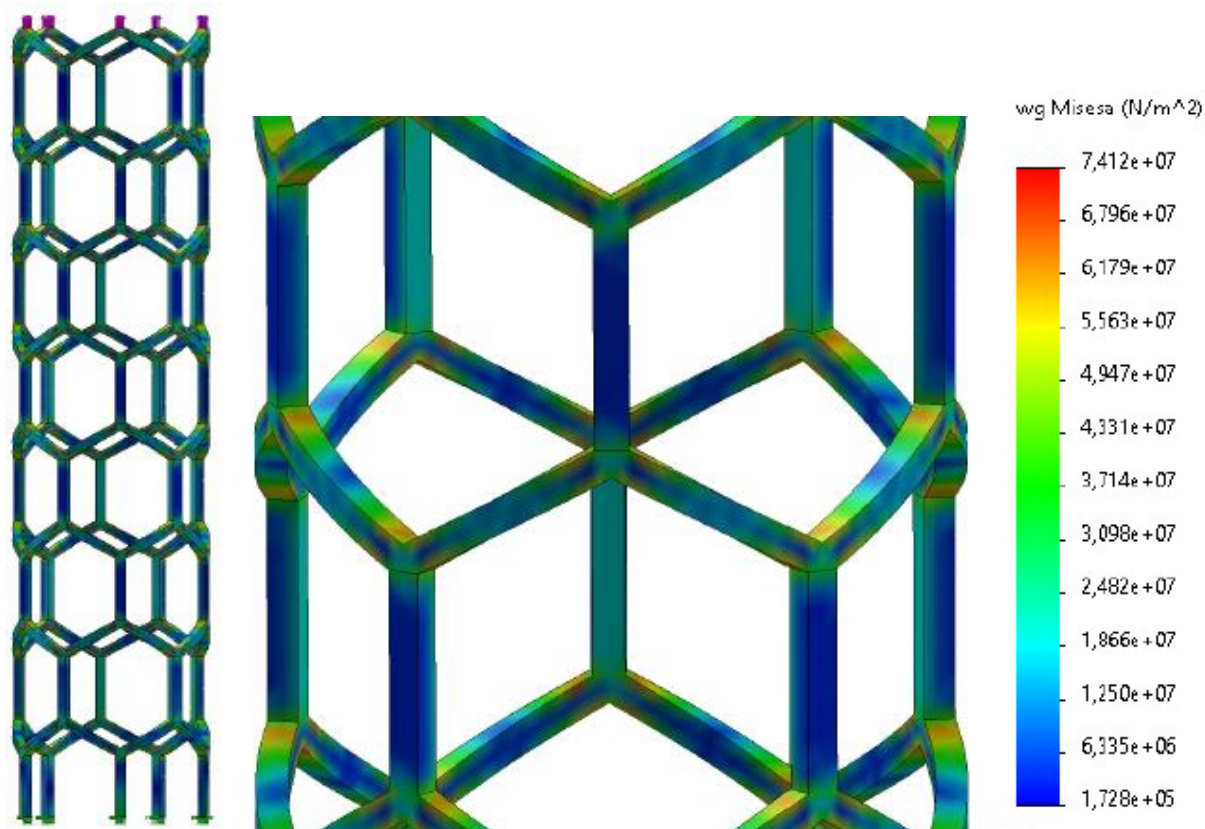
Rys. 7.22. Wygenerowane przemieszczenia w Symulacji nr 1.

Jednakże analizując najważniejszą rzecz a mianowicie charakter odkształceń, można zauważyć, że model reprezentuje cechy konstrukcji o charakterze auksetycznym. Stosując 100 – krotne powiększenie wykresu przemieszczeń widać, że model zarówno zwiększył swoją długość, co jest oczywiste przy działaniu siłą rozciągającą, ale również zwiększył swoją średnicę. Na rysunku widać część powiększoną kolorową oraz rozmiar normalny przed działaniem siły o kolorze szarym.



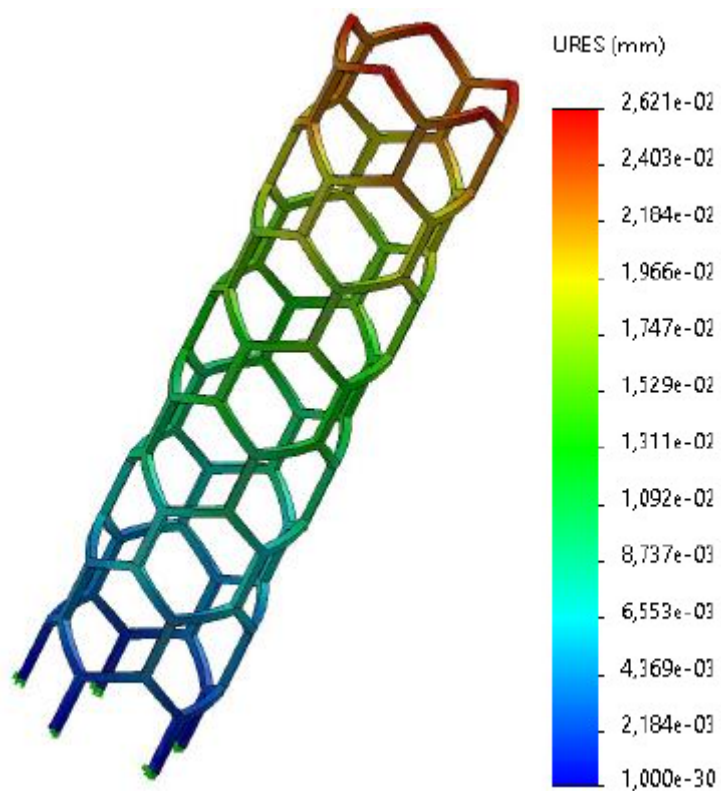
Rys. 7.23. Widoki potwierdzające zwiększenie wszystkich wymiarów w Symulacji nr 1.

Symulacja nr 2 przyniosła w efekcie wartości oraz lokalizacje największych naprężeń podobne jak poprzednia symulacja. Wartość największa to około 74,1 MPa, co ponownie jest wartością znikomą w porównaniu do wytrzymałości na rozciąganie stali 316L. Spiętrzenie naprężeń ponownie występuje w miejscach łączenia oraz wygięcia ukośnych części modelu. W pionowych przęsłach podobnie jak poprzednio zanotowano najmniejsze wartości naprężeń.



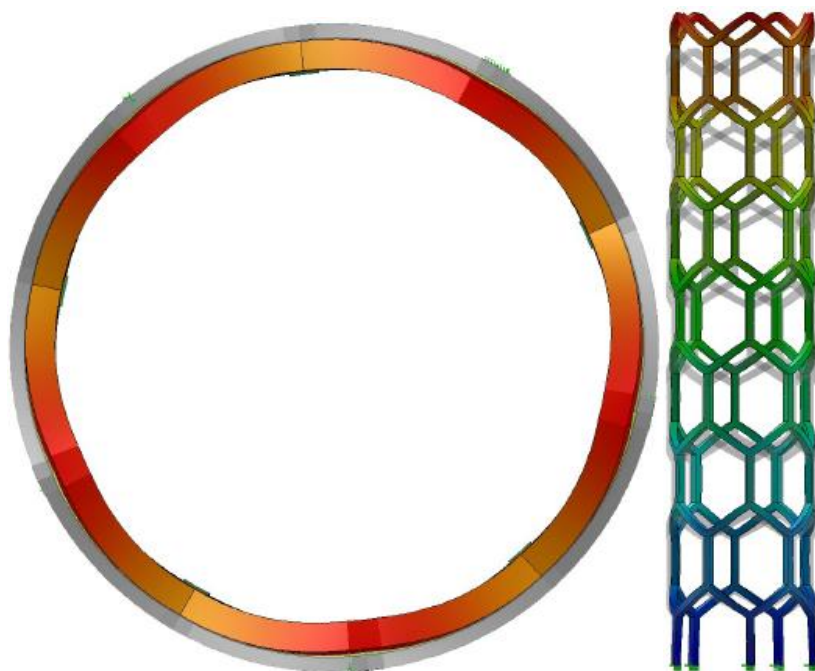
Rys. 7.24. Wygenerowane naprężenia w Symulacji nr 2.

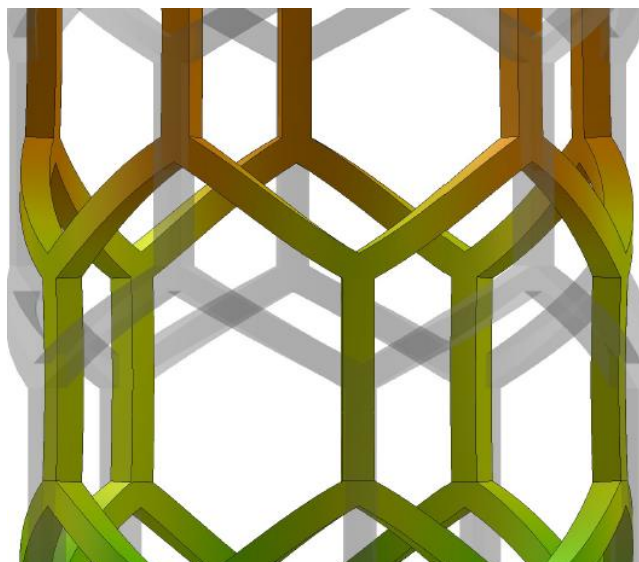
Analizując wartości przemieszczeń, ponownie są one bardzo małe i ich zauważenie w skali 1:1 jest bardzo trudne. Największą wartością jest 0,026 mm i oczywiście jest ona zaobserwowana w miejscu działania siły rozciągającej.



Rys. 7.25. Wygenerowane przemieszczenia w Symulacji nr 2.

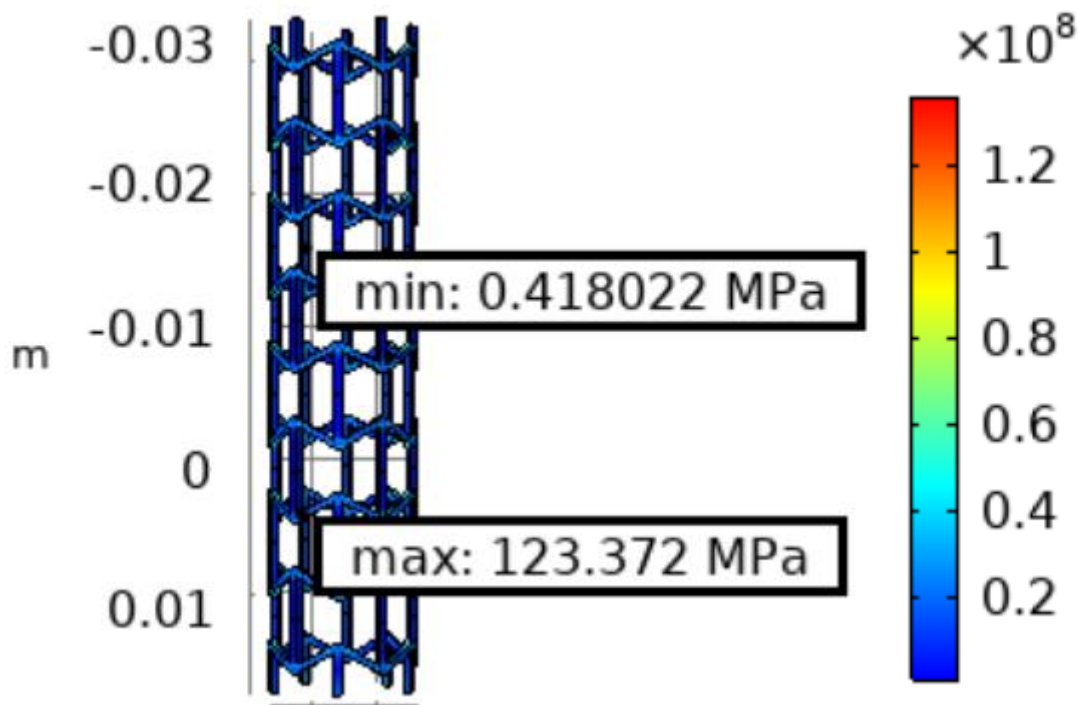
Istotne różnice w porównaniu do poprzedniej symulacji widać zwiększając skalę do 100:1. Zauważalnie, średnica stentu maleje wraz z zwiększaniem się jego długości. Jest to charakterystyczna cecha konstrukcji nieauksetycznych.



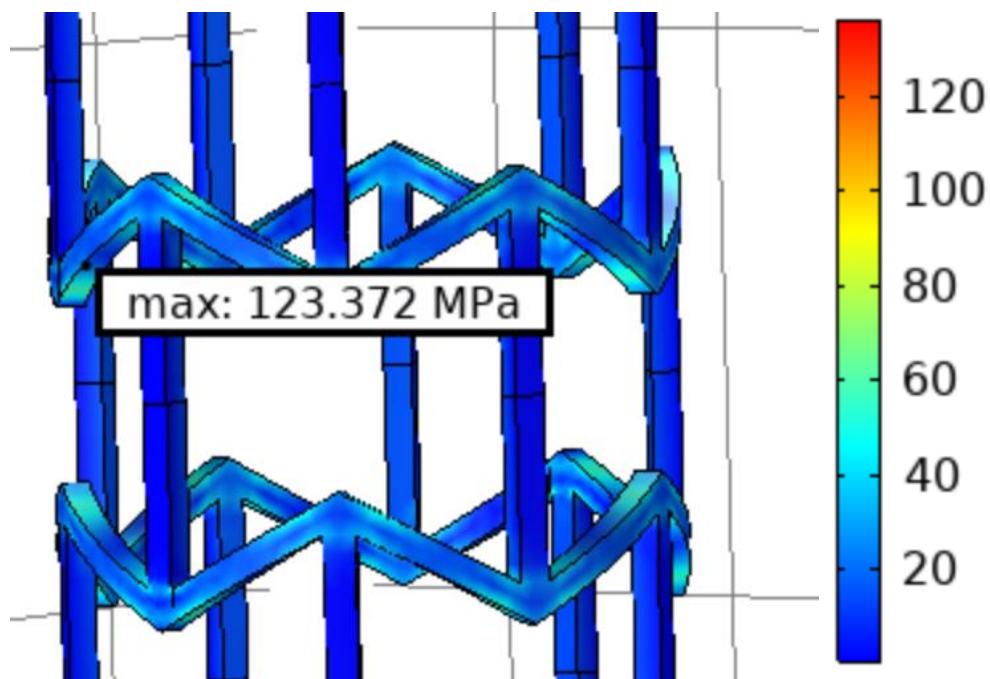


Rys. 7.26. Widoki potwierdzające zwiększenie nie wszystkich wymiarów w Symulacji nr 2.

Symulacja nr 3 została przeprowadzona w programie Comsol MultiPhysics. Największe zarejestrowane naprężenie wynosiło 123,37 MPa a lokalizacja spiętrzeń jest podobna do wyników symulacji nr 1. Najwyższe wartości naprężeń skoncentrowane są na charakterystycznych dla struktury honeycomb reentrant wygięciach i załomach. Natomiast prawie niezauważalne są na wzdłużnych pionowych częściach konstrukcji.

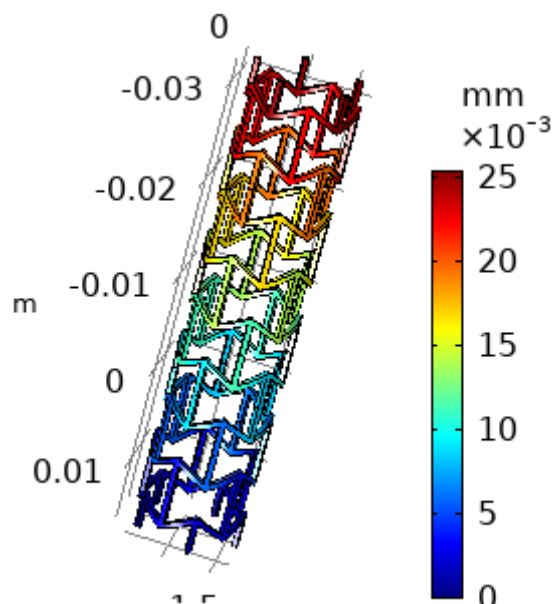


Rys. 7.27. Wygenerowane naprężenia w Symulacji nr 3.



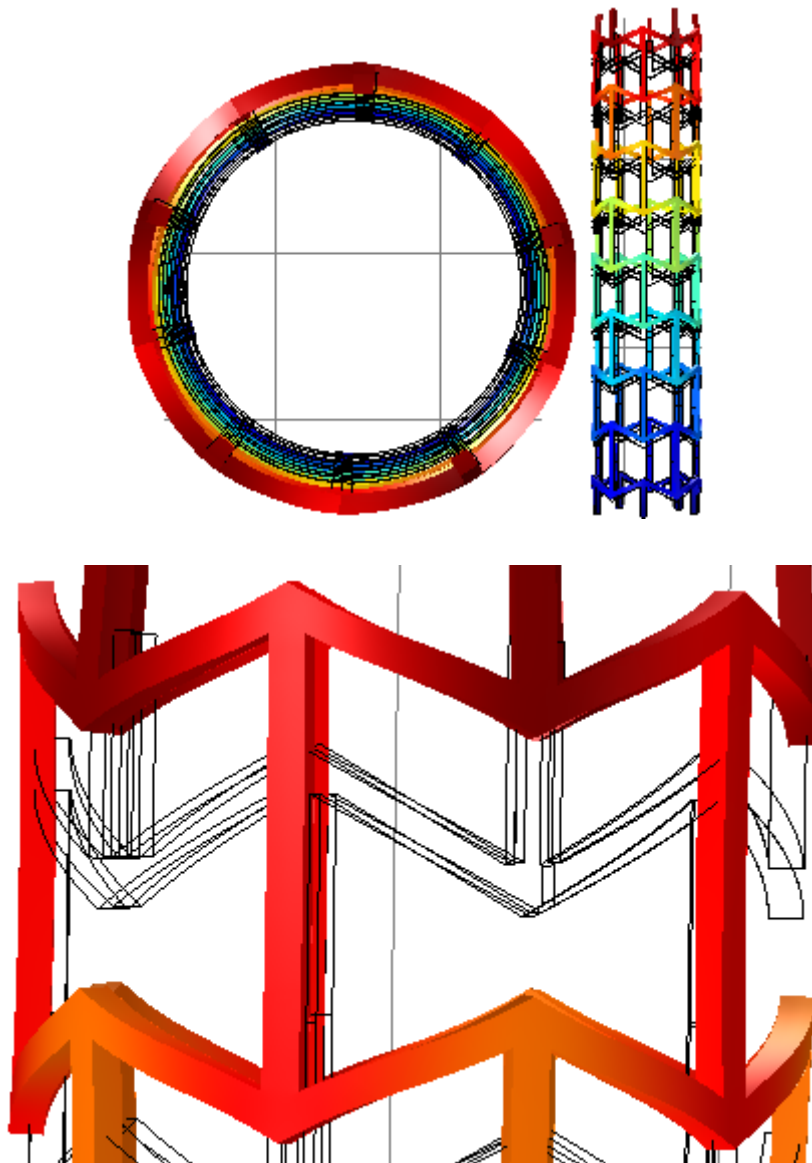
Rys. 7.28. Lokalizacja największych naprężeń w Symulacji nr 3.

Największe zarejestrowane przemieszczenia oscylują wokół wartości 0,025 mm i są zlokalizowane przy końcu, do którego została przyłożona siła rozciągająca.



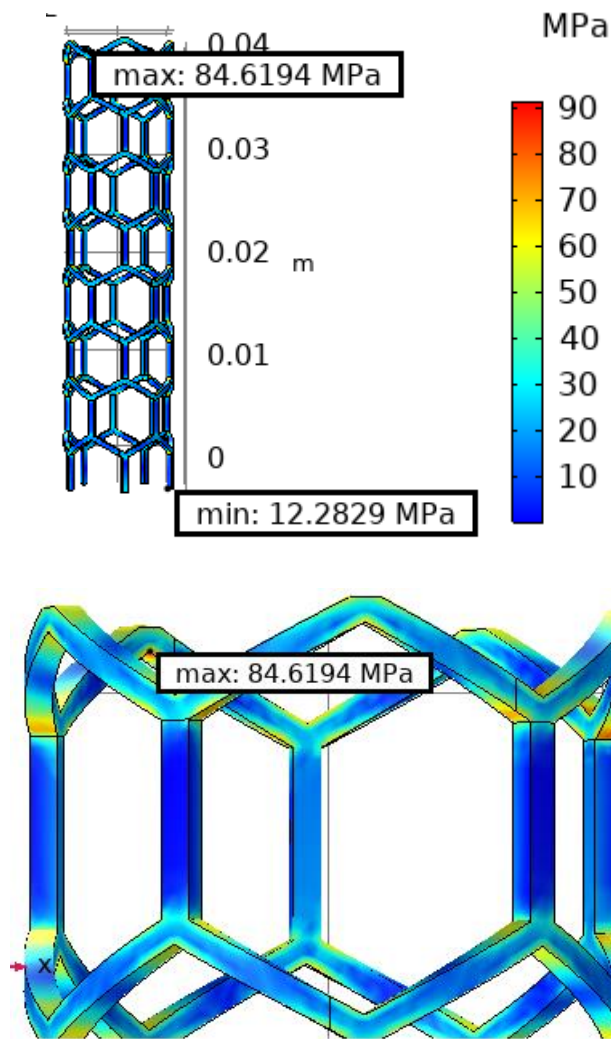
Rys. 7.29. Wygenerowane przemieszczenia w Symulacji nr 3.

Po dokonaniu zwiększenia skali wykresu przemieszczeń można stwierdzić kierunek przemieszczeń występujących w modelu. Można zauważyć zwiększenie się wymiarów w kierunku zarówno wzdłużnym osiowym jak i promieniowym.



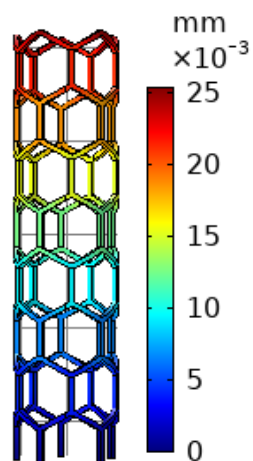
Rys. 7.30. Widoki potwierdzające zwiększenie wszystkich wymiarów w Symulacji nr 3.

W trakcie ostatniej symulacji największe wartości naprężeń lokalizowały się w ukośnych elementach stentu łączących się z pionowymi, w których praktycznie nie zaobserwowano naprężeń. Największe wartości wynosiły 84,62 MPa. Stal 316L może przenosić o wiele większe naprężenia, dlatego można uznać tę wartość za niską.



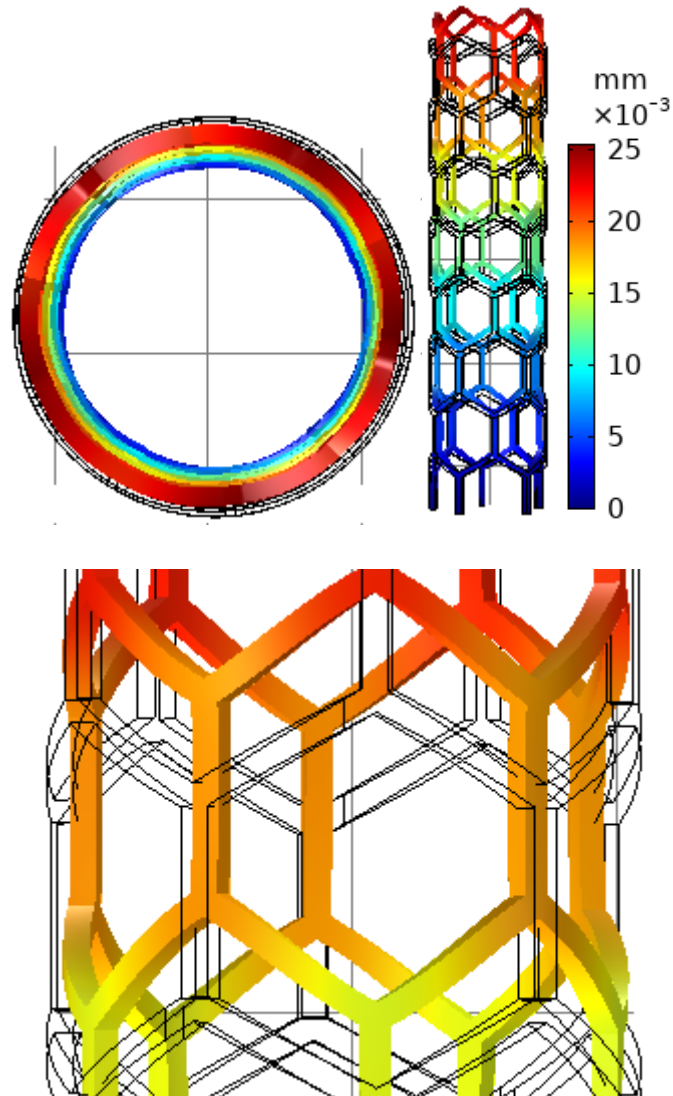
Rys. 7.31. Wygenerowane naprężenia w Symulacji nr 4.

Największe zanotowane przemieszczenia są bliskie wartości 0,025 mm, ponownie zlokalizowane są bliżej części obciążanej.



Rys. 7.32. Wygenerowane przemieszczenia w Symulacji nr 4.

Zwiększenie skali wykresu do 100:1 ukazuje właściwy charakter przemieszczeń, niemożliwy do zaobserwowania w nominalnej skali. Kierunki przemieszczeń są charakterystyczne dla struktury nieauksetycznej.



Rys. 7.33. Widoki potwierdzające zwiększenie nie wszystkich wymiarów w Symulacji nr 4.

W tabeli 7.3. przedstawiono zestawienie uzyskanych wartości podczas symulacji. Natomiast tabela 7.4. porównuje ilość elementów siatki nałożonej na model z uzyskanymi wartościami naprężeń.

| Symulacja | Maksymalna wartość naprężeń (MPa) | Maksymalna wartość przemieszczeń (mm) | Charakter przemieszczeń |
|-----------|-----------------------------------|---------------------------------------|-------------------------|
| 1 | 76,6 | 0,024 | Auksetyczny |
| 2 | 74,1 | 0,026 | Nieauksetyczny |
| 3 | 123,37 | 0,025 | Auksetyczny |
| 4 | 84,62 | 0,025 | Nieauksetyczny |

Tabela 7.3. Maksymalne naprężenia oraz przemieszczenia uzyskane w trakcie symulacji..

| Symulacja | Maksymalna wartość naprężeń (MPa) | Liczba elementów |
|-----------|-----------------------------------|------------------|
| 1 | 76,6 | 8 751 |
| 2 | 74,1 | 7 698 |
| 3 | 123,37 | 22 325 |
| 4 | 84,62 | 5 821 |

Tabela 7.4. Zestawienie liczby elementów siatki z maksymalnymi wartościami naprężeń..

8. Podsumowanie i wnioski

Celem pracy było wykorzystanie wiedzy oraz umiejętności zdobytych w trakcie toku studiów z wielu dziedzin, m.in. mechaniki, wytrzymałości materiałów, materiałoznawstwa, fizjologii, implantologii. Wiedza teoretyczna wraz z umiejętnościami pozwoliły wykorzystać programy inżynierskie do stworzenia unikalnych modeli stentów medycznych oraz zasymulowania występujących w nich naprężeń po działaniu siłą zewnętrzną.

Stworzenie modeli stentów bezpośrednio inspirowanych się strukturami auksetycznymi oraz nieauksetycznymi motywowane było chęcią sprawdzenia ich reakcji na siły zewnętrzne oraz stwierdzeniu czy w warunkach medycznych takie konstrukcje mogą mieć zastosowanie. Głównym celem pracy było stworzenie konstrukcji, która po zadziaaniu siłą zwiększała swoje wymiary zarówno w kierunku osiowym, jak i promieniowym. Osiągnięcie pozytywnego wyniku mogło być przyczynkiem do zastanowienia się nad koniecznością stosowania balonu podczas implantacji stentu. Zaprojektowano również konstrukcję siostrzaną dla docelowej, o identycznych wymiarach charakterystycznych, jednak niemającą charakteru struktury auksetycznej. Umożliwiało to porównanie podobnych konstrukcji, ich reakcje na działanie sił zewnętrznych oraz charakteru przemieszczeń. Jako komórkę elementarną struktury auksetycznej wybrano kształt „honeycomb reentrant”, natomiast jej siostrzany, nieauksetyczny kształt to charakterystyczny plaster miodu „honeycomb”.

Do zaprojektowania konstrukcji wykorzystano oprogramowanie SolidWorks, natomiast do symulacji oprogramowanie SolidWorks oraz Comsol Multiphysics. Stworzone konstrukcje mają bardzo małe wymiary, co może skutkować niedokładnymi wynikami, dlatego zdecydowano się na symulację w dwóch niezależnych programach.

W przeprowadzonych symulacjach zdecydowano się działać siłą rozciągającą o wartości 10 N. Jest to wartość mała, czego konsekwencją są bardzo małe przemieszczenia, a co za tym idzie trudność w określeniu charakteru przemieszczeń. Jednakże, powołując się na wiedzę kliniczną, należało stwierdzić, że działanie siłą większą w warunkach zabiegowych jest niebezpieczne oraz niemożliwe. Z tego względu konieczne było zasymulowanie wartości nie większych, a do analizy przemieszczeń zastosować skalę powiększającą.

Można zauważyć wiele różnic między programami SolidWorks i Comsol Multiphysics. Mimo zaimportowania do analizy tych samych modeli niejednoznaczności pojawiają się już przy nakładaniu siatki elementów skończonych. Mimo zastosowania podobnej gęstości elementów elementarnych, można zauważyć różnicę w liczbie elementów między

programami. Wynika to z różnych algorytmów generowania siatek elementów skończonych w obu programach. W przypadku struktury honeycomb większej różnicy nie ma, wartości są porównywalne. Natomiast analizując strukturę honeycomb reentrant widać prawie trzykrotnie wyższą wartość w programie Comsol Multiphysics. Główne zagęszczenie pojawia się w miejscu łączenia elementów pionowych z ukośnymi. Pozwala to stwierdzić, że program Comsol MultiPhysics umożliwia stworzenia dokładniejszych symulacji, w szczególności skomplikowanych oraz nieciągłych geometrii.

W toku przeprowadzonych symulacji uzyskano wartości naprężeń bezpieczne dla zastosowanego materiału. Naprężenia maksymalnie dążyły do 123,37 MPa, natomiast przemieszczenia uzyskano bardzo niewielkie, do 0,026 mm, co przy działaniu siłą 10 N jest zrozumiałe. Co jednak najważniejsze, w symulacjach nr 1 i 3 stwierdzono powiększenie się wymiaru konstrukcji zarówno w kierunku osiowym, jak i promieniowym. Oznacza to, że konstrukcja stworzona z elementów honeycomb reentrant ma charakter auksetyczny. Dodatkowo, stworzona konstrukcja siostrzana stworzona z elementów honeycomb nie wykazuje takich właściwości.

Wyniki uzyskane w programach SolidWorks oraz Comsol Multiphysics są do siebie podobne. Jednakże istnieją dość znaczące różnice, szczególnie zauważalne w trakcie symulacji nr 1 i 3. Wskazana wcześniej dysproporcja w ilości oraz zagęszczeniu elementów siatki wpłynęła znacząco na uzyskane wartości. Symulacja z większą ilością elementów skończonych doprowadziła do uzyskania naprężeń o prawie 40% większych. Jest to istotna różnica. Program Comsol Multiphysics wydaje się być dokładniejszym narzędziem do symulowania naprężeń występujących w konstrukcjach.

Należy zauważyć, że pomimo uzyskania pozytywnych wyników w kontekście właściwości auksetycznych konstrukcji, to przedstawione wartości przemieszczeń są bardzo małe. W praktyce niezauważalna byłaby różnica między konstrukcjami, ponieważ takie wartości nie są dostrzegalne ludzkim okiem, jak również nie przenoszą się na konkretne pozytywne efekty kliniczne i praktyczne. Prawdopodobnie stworzenie konstrukcji o mniejszych komórkach elementarnych pozwoliłoby na dostrzeżenie większych różnic, jednakże wiązałoby się to ze znacznym wzrostem masy stentu oraz utrudniłoby jego wprowadzanie w światło naczynia. Stworzona konstrukcja auksetyczna, mimo potwierdzenia jej właściwości, nie ma żadnej przewagi nad tradycyjnie stosowanymi stentami.

Streszczenie

Praca obejmuje projektowanie stentu biomedycznego oraz analizę naprężeniową oraz odkształceniową z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych. Modele zostały stworzone w dwóch wersjach, jedna z powtarzających się komórek geometrycznych naśladujących właściwości auksetyczne oraz druga o komórkach nieposiadających właściwości auksetycznych, jednak o identycznych wymiarach podstawowych. W symulacji wyznaczono naprężenia występujące w konstrukcjach oraz uzyskiwane przemieszczenia.

Abstract

The project is strain and deformation analysis of designed biomedical stent using the Finite Element Method. There were two models created, one made of repeating geometric cells imitating auxetic properties and one without these properties but with identical basic dimensions. In the simulation, the stresses in the structures and the resulting displacements were determined.

Literatura

- [1] Kaczmarek M., Tyrlik – Held J., Paszenda Z., Marciniak J., „*Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym*”, 12th International scientific conference, Gliwice, 2013.
- [2] Guerra J. A., Ciurana J., „*Stent’s Manufacturing Field: Past, Present, and Future Prospects*” IntechOpen, 2018.
- [3] Morgan R. A., Walser E., „*Techniques in Interventional Radiology. Handbook of Angioplasty and Stenting Procedures*”, Springer-Verlag, London Limited, 2010.
- [4] Wykład „*Stenty i stentgrafty*”, II Katedra Kardiologii CM UMK, 2015.
- [5] Andryszczyk M., „*Biomateriały wykorzystywane do produkcji stentów – nadzieje i ograniczenia*” Scientific-Technical Journal, 5(3)/2015, 5-11
- [6] Puranik A., Dawson E., Peppas N., „*Recent Advances in Drug Eluting Stents*” *Int J Pharm.* 2013 January 30; 441(1-2): 665–679
- [7] Ostwald M., „*Podstawy wytrzymałości materiałów*”, wyd. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2003
- [8] Gabryszewski Z., „*Teoria sprężystości i plastyczności*”, wyd. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2001
- [9] Lim Teik-Cheng, „*Auxetic Materials and Structures*” Springer Science+Business Media, Singapore, 2015
- [10] Evans K., Alderson A., „*Auxetic Materials: Functional Materials and Structures from Lateral Thinking*” *Adv. Mater.* 2000, 12, No. 9
- [11] Mir M., Ali M., Sami J., Ansari U., „*Review of Mechanics and Applications of Auxetic Structures*” *Advances in Materials Science and Engineering*, Volume 2014, Article ID 753496
- [12] Evans K., Alderson A., „*Auxetic materials: the positive side of being negative*” *Engineering science and education journal*, 2000.
- [13] O. Zienkiewicz „*Metoda Elementów Skończonych*”, wyd. Arkady Warszawa, 1972

[14] O. Zienkiewicz, R. Taylor „*The Finite Element Method, vol. 1-3.*”, wyd. Butterworth-Heinemann, 2000

[15] Chandrashekar G. „*Numerical Evaluation of the Size Dependent Elastic Properties of Cellular Polymers*” *Journal of Engineering Materials and Technology*, 2017

[16] <http://www.knse.pl/publikacje/65.pdf> - dostęp 06.09.2020