

INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ
POLITECHNIKA POZNAŃSKA



INŻYNIERSKA PRACA DYPLOMOWA

**Modelowanie i analiza właściwości mechanicznych stentu
o strukturze auksetycznej**

Julia ARCHITEK

Agata ENGLÓT

Promotor:

dr hab. Tomasz STREK, prof. PP

Poznań 2024

Spis treści

Streszczenie (J. Architek, A. Englot)	4
Abstract (J. Architek, A. Englot).....	4
1. Przyczyny stosowania stenów i ich rola (J. Architek)	5
1.1. Homeostaza ludzkiego organizmu	5
1.2. Zarys anatomii i fizjologii układu krążenia	5
1.3. Patofizjologia układu krwionośnego.....	6
1.4. Angioplastyka wieńcowa	8
2. Rodzaje i budowa stentów (A. Englot)	9
3. Materiały stosowane w inżynierii biomedycznej (J. Architek).....	13
3.1. Biomateriały metalowe	14
3.1.1. Stale austenityczne chromowo-niklowo-molibdenowe	14
3.1.2. Stale w osnowie kobaltu.....	14
3.1.3. Stopy z pamięcią kształtu.....	14
3.1.4. Tytan i jego stopy	15
3.2. Biomateriały ceramiczne	15
3.3. Biomateriały polimerowe.....	16
3.4. Biomateriały węglowe i kompozytowe	16
4. Struktury auksetyczne (A. Englot).....	17
4.1. Współczynnik Poissona	17
4.2. Struktury niewypukłe.....	18
4.3. Struktury chiralne.....	19
4.4. Struktury rotacyjne.....	20
4.5. Właściwości materiałów auksetycznych.....	20
4.6. Zastosowania materiałów auksetycznych	21
5. Metody analizy stentów (A. Englot)	22
6. Model matematyczny (J. Architek, A. Englot)	26
6.1. Obciążenie.....	26
6.2. Utwierdzenie	26
6.3. Dobór materiału	26
6.4. Siatka.....	27
6.5. Masa.....	28
7. Modele stentów	29

7.1.	Projekt struktury klasycznej (J. Architek)	29
7.2.	Projekt struktury auksetycznej (A. Englot)	32
8.	Wyniki numeryczne analizy MES	36
8.1.	Stenty o strukturze klasycznej (J. Architek)	36
8.1.1.	Badanie rozciągania, ściskania oraz zginania	36
8.1.2.	Symulacja działania ciśnienia skurczowego	38
8.2.	Stenty o strukturze auksetycznej (A. Englot)	41
8.2.1.	Badanie rozciągania, ściskania oraz zginania	41
8.2.2.	Symulacja działania ciśnienia skurczowego	43
9.	Podsumowanie wyników (J. Architek, A. Englot)	46
10.	Wnioski (J. Architek, A. Englot)	47
	Bibliografia (J. Architek, A. Englot)	48
	Netografia (J. Architek, A. Englot)	49

Streszczenie

Motywacją niniejszej pracy jest przeprowadzenie analizy numerycznej, metodą elementów skończonych, stentów o dwóch strukturach, wykazujących różne wartości współczynnika Poissona. W symulowanych warunkach przeprowadzono próbę ściskania, rozciągania oraz zginania. Zbadano również wpływ skurczowego ciśnienia krwi obecnego w ciele człowieka na naprężenia oraz odkształcenia zaprojektowanych stentów. Projekty stentów jak i badania zostały przeprowadzone za pomocą programu Comsol Multiphysics 5.1. Celem niniejszej pracy jest porównanie otrzymanych wyników. Ponadto praca przedstawia również przegląd dostępnej literatury w tematyce stosowania stentów, materiałów z których są zbudowane, a także technik ich implantacji.

Abstract

The motivation of this dissertation is to perform a numerical analysis, using the finite element method, of stents built with two structures, showing different values of Poisson's ratio. A compression, stretching and bending test was carried out under simulated conditions. In addition, there was studied the impact of the systolic blood pressure, present in the human body, on the stress and deformation of the designed stents. Stent's designs and studies were carried out using Comsol Multiphysics 5.1 software. The aim of this study is to compare the results. What is more, the dissertation also presents a review of the available knowledge about the use of stents, the materials from which they are built, as well as the techniques of their implantation.

1. Przyczyny stosowania stenów i ich rola

1.1. Homeostaza ludzkiego organizmu

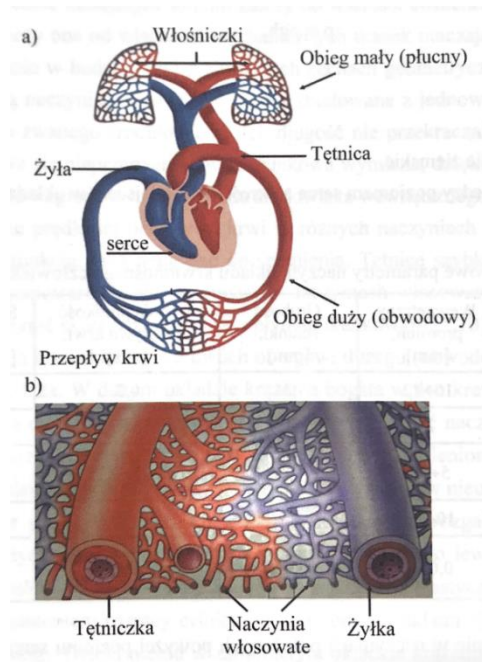
Jedną z istotnych zdolności ludzkiego organizmu jest dążenie do utrzymania stałych warunków wewnętrznych, pomimo zmieniających się warunków zewnętrznych. Zjawisko to jest nazywane homeostazą. Środowisko zewnętrzne jest pełne czynników fizycznych i chemicznych, które wpływają na warunki wewnątrz organizmu. Zalicza się do nich m.in. zmiany temperatury, promieniowanie elektromagnetyczne, czy nieorganiczne jony zawarte w spożywanych pokarmach. Dzięki wzajemnemu oddziaływaniu komórek, tkanek, narządów i układów narządów, proces zmiany warunków wewnętrznych jest znacznie bardziej utrudniony [1].

1.2. Zarys anatomii i fizjologii układu krążenia

Jednym z kluczowych systemów odpowiedzialnych za utrzymanie homeostazy w organizmie człowieka jest układ krążenia. Krew, krążąca w naczyniach krwionośnych, transportuje tlen i substancje odżywcze do komórek, tkanek oraz narządów, a jednocześnie odbiera z nich dwutlenek węgla oraz produkty metaboliczne. Układ krążenia pełni również istotną rolę w termoregulacji, ponieważ rozprawdza ciepło po całym organizmie. Ponadto, przepływ krwi zapewnia transport nośników informacji, takich jak hormony, oraz substancje katalizujące, takich jak enzymy [1].

Układ krwionośny to zamknięty obwód lepkością naczyni krwionośnych, spośród których rozróżnia się, rysunek 1. 1 [1]:

- tętnice, umożliwiające przepływ krwi od serca do tkanek narządów,
- żyły, zapewniające przepływ krwi od tkanek narządów z powrotem do serca,
- naczynia włosowate, które gęsto układają się w sieciach tkanek, dostarczające krew do najdrobniejszych części organizmu.

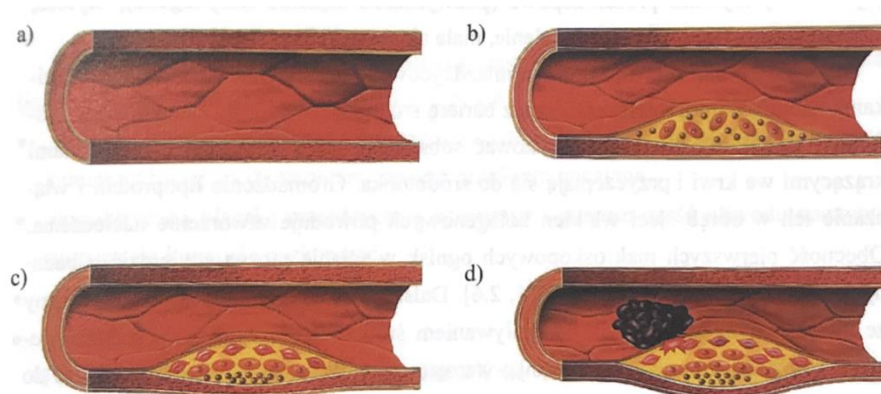


Rys. 1.1. Schemat przedstawiający układ krążenia człowieka: a) uproszczony schemat dużego i małego układu krążenia, b) sieć naczyń włosowatych [1].

1.3. Patofizjologia układu krwionośnego

W przypadku nieprawidłowego funkcjonowania układu krwionośnego, nie dochodzi do poprawnego doprowadzania tlenu i substancji odżywczych do tkanek narządów. Ten brak efektywności skutkuje zaburzeniem homeostazy organizmu.

Choroba niedokrwienna, zwana również chorobą wieńcową jest jedną z najczęstszych przyczyn zaburzeń w funkcjonowaniu układu krwionośnego. W przypadku braku odpowiedniego leczenia, może ona prowadzić do poważnych konsekwencji zdrowotnych, a nawet śmierci. Choroba ta charakteryzuje się zmniejszeniem światła naczynia lub całkowitym zatrzymaniem przepływu, spowodowanym pojawianiem się zmian miażdżycowych. Proces powstawania zmian miażdżycowych przedstawia rysunek 1.2 zamieszczony poniżej. Zmiany te cechują się fragmentarycznym zajmowaniem odcinków układu krążenia, np. tętnic wieńcowych, mózgowych, czy tętnic kończyn dolnych. Ich rozmieszczenie może być asymetryczne lub koncentryczne w przekroju naczynia. Wczesne wykrycie zmian miażdżycowych pozwala na zahamowanie ich postępu. Zapobiega to całkowitemu zamknięciu światła naczynia. Jeżeli choroba niedokrwienna pozostaje bez odpowiedniego leczenia, istnieje spore ryzyko wystąpienia zawału serca, udaru mózgu, tętniaka aorty lub niedokrwienia kończyn dolnych [1].



Rys. 1.2. Fazy postępu zmian miażdżycowych w naczyniach wieńcowych: a) zdrowa tętnica, b) wczesne stadium odkładania się cholesterolu, c) blaszka miażdżycowa, d) blaszka miażdżycowa i zakrzep [1].

Światowa Organizacja Zdrowia (ang. *World Health Organization*) WHO definiuje miażdżycę jako przewlekłą chorobę, która atakuje duże i średnie tętnice, powodując złożone zmiany w ich błonie wewnętrznej i środkowej. W błonie wewnętrznej tworzą się ogniska lipidów, kompleksów węglowodanowych, tkanki łącznej włóknistej oraz złogów wapnia. Zmiany te mogą podlegać różnym przekształceniom, w tym procesom zwapnienia czy wylewom wewnętrznym [1].

Medycyna wyróżnia kilka rodzajów choroby wieńcowej, z których najważniejsze obejmują [1]:

- ekscentryczną blaszkę miażdżycową, obejmującą jedynie część obwodu naczynia i ulegającą kurczeniu i rozkurczeniu, co wpływa na elastyczność naczynia,
- sztywną, koncentryczną blaszkę miażdżycową, obejmującą cały obwód naczynia i uniemożliwiającą dynamiczną zmianę prześwitu naczynia,
- zakrzep wewnątrznacyniowy,
- spazm naczyniowy.

Mimo znaczącego postępu w dziedzinie medycyny w ciągu ostatnich kilkunastu lat, nie udało się jeszcze znaleźć skutecznego sposobu na prewencję choroby wieńcowej. Przyczyny jej powstawania nie są dokładnie znane. Jednakże, szeroko rozwinęły się metody diagnostyki schorzeń układu sercowo-naczyniowego wraz z technikami operacyjnymi. Współcześnie stosowane techniki leczenia układu krwionośnego często mają charakter paliatywny, skupiający się na łagodzeniu objawów choroby. Przykładem takiego leczenia jest zabieg angioplastyki wieńcowej [1].

1.4. Angioplastyka wieńcowa

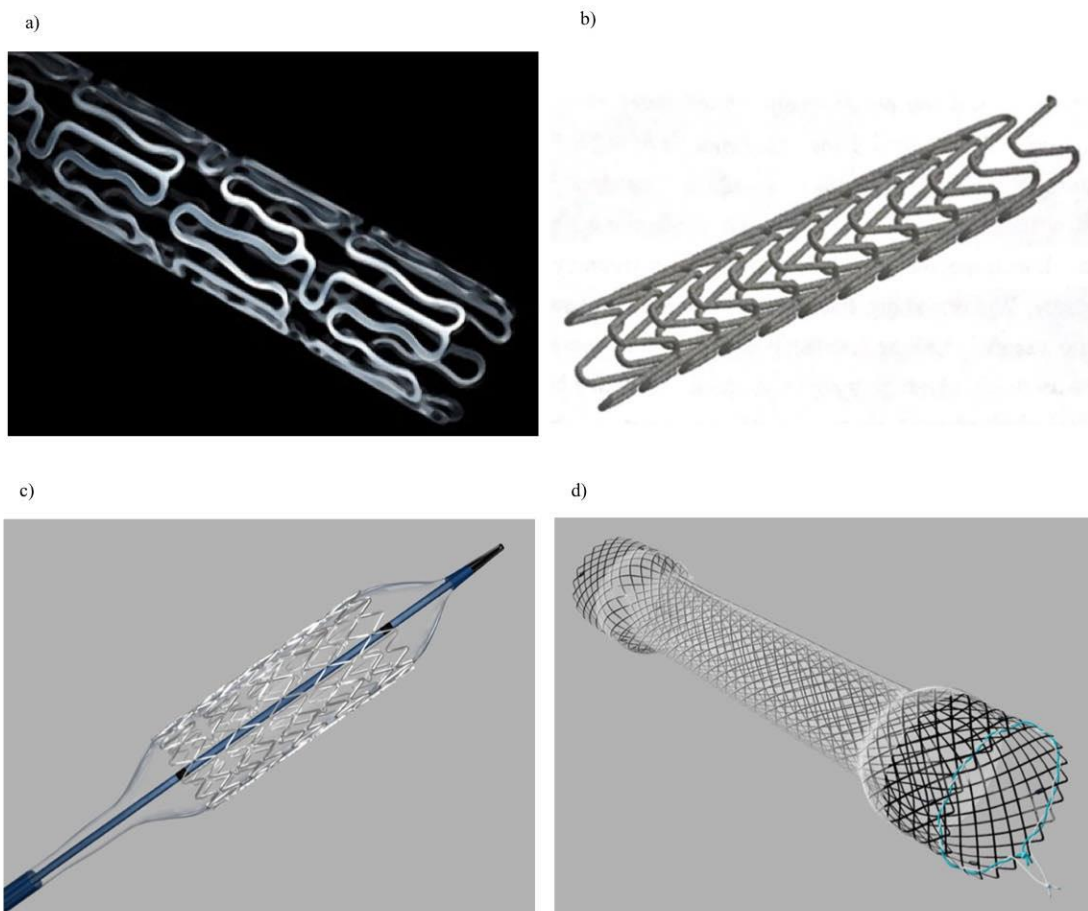
Zabieg angioplastyka wieńcowa jest powszechną metodą leczenia chorób naczyń krwionośnych. Procedura ta ma na celu zapobieganie zwężeniu się średnicy naczynia krwionośnego poprzez wprowadzenie do naczynia balonika, na którym znajduje się stent. Balonik najczęściej jest wprowadzany przez tętnicę w dolnej części przedramienia lub w pachwinie. Następnie wprowadzany jest do tętnicy wieńcowej w miejscu wystąpienia patologii. Po napompowaniu balonika, średnica stentu zostaje rozszerzona do odpowiednich wymiarów naczynia, przywracając mu prawidłowy przekrój. Po umieszczeniu stentu, balonik zostaje usunięty z organizmu [2].

2. Rodzaje i budowa stentów

Stenty są szeroko stosowane w wielu dziedzinach medycyny takich, jak kardiologia, urologia, ginekologia, pulmonologia oraz gastrologia. Najczęściej wykorzystywane są w kardiologii zabiegowej w celu leczenia miażdżycy tętniczej. Są to implanty wewnątrznacyniowe o przestrzennej sprężystej konstrukcji walcowej wykonane z metalu o małych rozmiarach. Przemysł wprowadził na rynek szeroką ofertą stentów wieńcowych w odpowiedzi na duże zainteresowanie tą metodą leczenia [3].

Stenty można podzielić ze względu na kształt konstrukcji elementów, co przedstawia poniższe zdjęcie 2.1 [3]:

- stenty rurkowe z nacięciem (ang. *slotted tube*),
- stenty w kształcie zwoju (ang. *coiled*),
- stenty pierścieniowe (ang. *ring*),
- stenty siateczkowe (ang. *mesh stents*),
- stenty złożone.

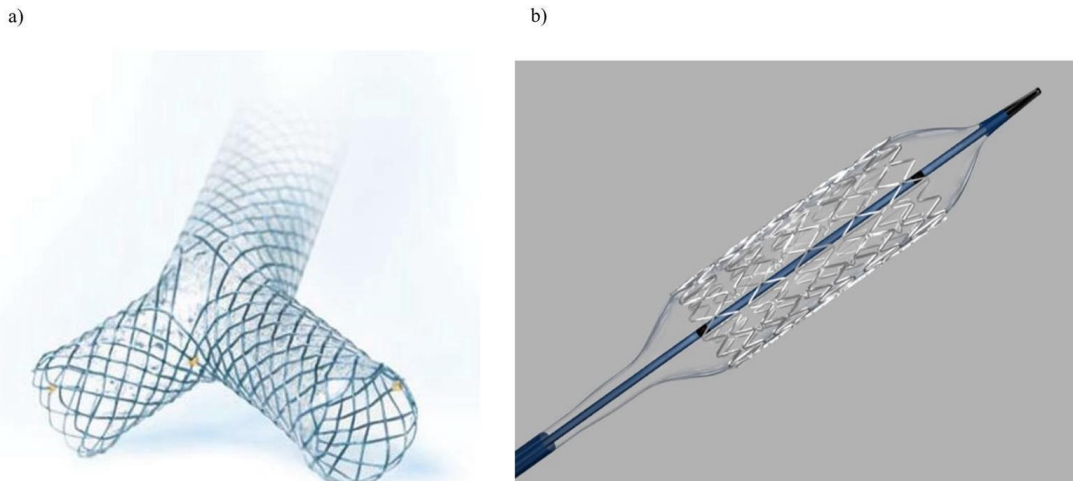


Zdj. 2.1. Postacie geometryczne stentów: a) stent rurkowy z nacięciem [4], b) stent w kształcie zwoju [1], c) stent pierścieniowy [5], d) stent siateczkowy [6].

Stenty rurkowe powstają poprzez precyzyjne wycinanie cienkościennej rurki metalowej za pomocą technik laserowych. Stanowią one doskonałe rusztowanie dla tętnicy. Natomiast stenty o geometrii zwoju są wykonane z jednolitego odcinka metalowego drutu, który poddaje się formowaniu w celu uzyskania pożądanego kształtu. Stent pierścieniowy składa się z wielu powtarzających się modułów pierścieni połączonych ze sobą. Stenty siateczkowe to efekt wyplatania odcinków drutu, które tworzą ażurową konstrukcję przestrzenną [3].

Inny rodzaj klasyfikacji obejmuje podział według techniki implantacji, przedstawia to zdjęcie 2.2 [3]:

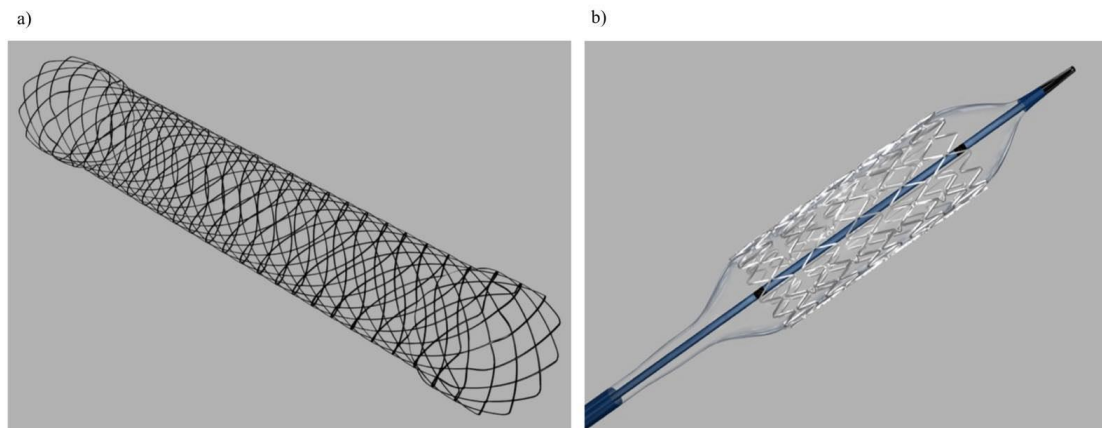
- stenty samorozprężalne (ang. *self-expanding*) SE,
- stenty rozprężalne za pomocą balonika (ang. *balloon expandable*) BE.



Zdj. 2.2. Stenty o różnych technikach implantacji: a) stent samorozprężalny [7], b) stent rozprężalny za pomocą balonika [5].

Następny podział skupia się na kształcie stentu, co przedstawione jest na zdjęciu 2.3 [3]:

- stenty proste I - implantowane w prostych odcinkach tętnic wieńcowych,
- stenty w kształcie litery Y - implantowane w miejscach rozgałęzienia naczyń,
- stenty wygięte T - implantowane w miejscach odejścia bocznych tętnic [1].



Zdj. 2.3. Stent o różnych kształtach a) stent w kształcie litery Y [8], b) stent prosty I [5].

Kolejny z występujących podziałów skupia się na materiale z jakiego stent został wykonany. Wyróżnia się stenty [9]:

- metalowe,
- silikonowe,
- hybrydowe.

Następnym kryterium do podziału stentów jest obecność warstw powierzchniowych [1]:

- stenty metalowe - nagie (ang. Bare Metal Stents) BMS- stenty tej grupy nie posiadają dodatkowej warstwy powierzchniowej,
- stenty z warstwami powierzchniowymi, posiadające dodatkowe substancje, które stosuje się, aby osiągnąć konkretny efekt kliniczny.

Stenty uwalniające leki (ang. *drug eluting stent*) DES są jednymi z najznakomitszych przedstawicieli stentów z warstwami powierzchniowymi. DES to stenty pokryte lekami, których celem jest zmniejszenie ryzyka restenozy, czyli ponownego zwężenia światła naczynia. To niekorzystne zjawisko obserwuje się, aż u 30% pacjentów leczonych konwencjonalnymi stentami [10]. Substancje lecznicze uwalniają się stopniowo przez okres od 28 do 42 dni, a często używanym lekiem do pokrycia stentu jest antybiotyk makrolidowy. Umożliwiają wybiórcze i lokalne działanie substancji leczniczych w miejscu implantacji. Dodatkowo umożliwia to stosowanie niższych dawek leku i niwelację działań ogólnoustrojowych. Korzystając z tego rodzaju stentów należy zwrócić na zwiększone ryzyko wystąpienia zakrzepicy w stencie po okresie dłuższym niż rok od implantacji.

Istnieje pewna specyficzna grupa stentów, która jest używana wyłącznie w określonych sytuacjach klinicznych i przeznaczona do leczenia poszczególnych zmian chorobowych. Grupę tę nazywamy stentami dedykowanymi. Spośród nich możemy wyróżnić dwa rodzaje[3]:

- stentografy,
- stenty do bifurkacji.

Stentografy to protezy naczyniowe o przebiegu prostym lub rozgałęziony w kształcie litery Y. Składająca się z dwóch stentów między którymi umieszczona jest warstwa włókna poliestrowego. Stosuje się je w celu perforacji tętnic wieńcowych i zamykaniu tętniaków [3]. Z kolei procedura z użyciem stentów do bifurkacji obejmuje umieszczenie jednego stentu w głównym naczyniu, podczas gdy kolejny jest implantowany w sąsiadującą gałąź boczną [11].

Relatywnie niedawno pojawiły się również stenty biodegradowalne, zwane również bioabsorbowanymi (ang. *bioresorbable vascular scaffold*) BVS. Materiały, z których są najczęściej wykonywane to polimery kwasu mlekowego (ang. *poly-L-lactic acid*) PLLA i związki magnezu. Substancje te pod wpływem czasu, środowiska tkanek oraz płynów ustrojowych ulegają stopniowej degradacji. Przez okres około 6 miesięcy utrzymuje się wytrzymałość konstrukcji, natomiast po czasie od 18 do 24 miesięcy degraduje się całkowicie, bez wywołania działań niepożądanych. Uwalniają one leki antymitotyczne, które zapobiegają restenozie. Stenty te znajdują zastosowanie w sytuacjach, gdzie wymagana jest jedynie tymczasowa implantacja, co eliminuje konieczność przeprowadzania kolejnych procedur mających na celu usunięcie stentu z organizmu pacjenta [10].

3. Materiały stosowane w inżynierii biomedycznej

Materiały powszechnie wykorzystywane w dziedzinie inżynierii biomedycznej należą do grupy biomateriałów. Zgodnie z definicją, biomateriał to substancja inna niż lek lub kombinacja substancji syntetycznych albo naturalnych, która może być użyta w dowolnym czasie jako część lub całość systemu i zastąpić tkankę lub organ bądź spełniać jego funkcję [12].

W dzisiejszej inżynierii biomedycznej identyfikuje się kilka kluczowych grup biomateriałów, z uwagi na ich różne właściwości i zastosowania. Wśród nich wyróżnia się następujące kategorie [12]:

- biomateriały metalowe,
- biomateriały ceramiczne,
- biomateriały polimerowe,
- biomateriały węglowe i kompozytowe.

Ze względu na charakter pracy, szczególną uwagę skupiono na opisie biomateriałów metalowych.

Decydującym kryterium zaliczającym dany materiał do biomateriałów jest biokompatybilność. Oznacza to harmonijną interakcję po wprowadzeniu go do środowisku organizmu żywego. Biomateriał o odpowiedniej biokompatybilności nie wywołuje ostrych stanów zapalnych w obrębie wszczepienia danego implantu. Ponadto, nie inicjuje reakcji toksykologicznych i immunologicznych oraz nie drażni tkanek.

Kolejną istotną właściwością charakteryzującą biomateriały jest odporność na korozję. Środowisko tkankowe ma właściwości elektrolityczne, wynikające z prądów czynnościowych, które występują podczas aktywności biomechanicznej tkanek. Jeżeli dany materiał nie wykazuje odporności na biodegradację w powyżej opisanych warunkach, może prowadzić do zmiany pH płynów ustrojowych, spowodowanej wzrostem jonów wydzielanych przez dany materiał.

Biomateriały, pomimo wyżej wspomnianych właściwości biochemicznych i biomechanicznych, powinny wykazywać szereg właściwości mechanicznych. Do najistotniejszych zalicza się twardość, wytrzymałość, właściwości plastyczne, sprężystość i ciągliwość [12].

3.1. Biomateriały metalowe

3.1.1. Stale austenityczne chromowo-niklowo-molibdenowe

Stale austenityczne chromowo-niklowo-molibdenowe to biomateriały metalowe, z których produkowane są implanty stosowane w chirurgii urazowo-ortopedycznej, szczękowo-twarzowej i kardiologii zabiegowej. Te znane od dawna stale były poddawane wielu badaniom w celu ustalenia ich optymalnego składu chemicznego w zastosowaniach medycznych. Węgiel jest kluczowym składnikiem stali austenitycznych i zazwyczaj występuje w ilości nie większej niż 0,03% całkowitej zawartości. Ponadto, stale austenityczne składają się głównie z chromu, niklu i molibdenu. Często są wzbogacone dodatkami manganu, azotu i niobu [12].

3.1.2. Stale w osnowie kobaltu

Stopy w osnowie kobaltu główne mają zastosowanie w implantach chirurgicznych. W porównaniu do stali austenitycznych mają większą biokompatybilność w środowisku tkankowym oraz cechują się większą odpornością na korozję wżerową i szczelinową. Właściwości mechaniczne i odporność na korozję zależą od składu chemicznego oraz struktury, będącej efektem procesów obróbki stopu. Zawierają one węgiel w stężeniu 0,05÷0,35%, a także żelazo o maksymalnej zawartości sięgającej 3,0%. Występuje w nich również mangan oraz nikiel. Wyróżnia się podział ze względu na stopy odlewnicze i obrabialne plastycznie [12].

3.1.3. Stopy z pamięcią kształtu

Stopy z pamięcią kształtu to stopy niklowo-tytanowe, które cechują się dobrą biokompatybilnością w środowisku tkanek i płynów ustrojowych oraz odpornością na korozję. Właściwości biochemiczne i biomechaniczne stopów Ni-Ti są porównywalne do właściwości stopów austenitycznych. To, co wyróżnia stopy Ni-Ti, to zachodzące w ich strukturze efekty pamięci kształtu. Efekt ten jest ściśle związany z odwracalną i termosprężystą przemianą martenzytyczną i tym samym zmianą struktury, która zachodzi w wyniku chłodzenia lub nagrzewania w odpowiedniej temperaturze, bądź w wyniku przyłożenia i zdjęcia naprężenia zewnętrznego. Wykorzystuje się je w wytwarzaniu implantów stosowanych w traumatologii, implantologii, czy też kardiologii [12].

3.1.4. Tytan i jego stopy

Tytan i jego stopy wyróżniają się na tle innych biomateriałów metalowych wyjątkowo dobrą odpornością na korozję w środowisku tkankowym. Czysty tytan występuje w dwóch odmianach alotropowych. Pierwsza z nich to odmiana α , utrzymująca swoją trwałość w temperaturze do 882°C oraz krystalizująca się w sieci heksagonalnej A3. Druga z nich to odmiana β , która jest trwała w zakresie temperatur powyżej 882°C do punktu topnienia 1668°C i krystalizuje się w sieci regularnej, przestrzennie centrowanej A2.

Wyróżnia się następujący podział stopów tytanu:

- jednofazowe stopy α ,
- jednofazowe stopy β ,
- dwufazowe stopy $\alpha + \beta$.

Jednym z najczęściej używanych stopów tytanu w chirurgii kostnej jest stop dwufazowy Ti-6Al-4V. Obecność wanadu powoduje stabilizację fazy β . Natomiast dodatek glinu w stopie powoduje umocnienie fazy α w temperaturze pokojowej i podwyższonej, zmniejszenie jego ciężaru właściwego oraz poprawę obrabialności. Tytan i jego stopy stosuje się do produkcji endoprotez stawowych, gwoździ śródszpikowych, płytek, wkrętów kostnych, czy wszczepów stomatologicznych [12].

3.2. Biomateriały ceramiczne

Bioceramikę cechuje przede wszystkim twardość, a co za tym idzie i kruchość. Do najważniejszych właściwości biomateriałów ceramicznych zaliczono m.in. porowatość. Jest ona niezwykle ważna w procesie osteointegracji. Dodatkowo, w porównaniu do biomateriałów metalowych, bioceramika charakteryzuje się dobrą odpornością na ściskanie, większą odpornością korozyjną w środowisku tkankowym i większą biokompatybilnością. Bioceramika posiada porównywalne do kości wartości gęstości i współczynnika tarcia. Biomateriały ceramiczne znalazły swoje zastosowania w produkcji protez żuchwowych, segmentów sztucznej kości i trwale zamocowanych sztucznych kończyn. Ze względu na potrzeby chirurgii wyróżnia się trzy podstawowe grupy biomateriałów ceramicznych: biomateriały ceramiczne resorbowalne w tkankach, bioaktywne szkła i materiały szkło-ceramiczne oraz biomateriały obojętne [12].

3.3. Biomateriały polimerowe

Polimery to związki, których struktura opiera się na mikrocząsteczkach, zwanych merami, ułożonych w regularny lub nieregularny sposób. Biomateriały polimerowe stosowane w medycynie, a w szczególności w technikach implantacyjnych, muszą mieć określony skład chemiczny i fazowy, a tym samym charakteryzować się określonymi właściwościami fizykochemicznymi. Istotne jest to, że struktura polimerów powinna pozostawać stabilna w czasie długotrwałego kontaktu z organizmem. Decydując się na wszczepienie implantu z polimeru, należy zwrócić uwagę na niepożądane reakcje w organizmie takie jak reakcje okołowszczepowe, alergiczne, toksyczne, czy kancerogenne. Zaletami biomateriałów polimerowych są m.in. łatwość w formowaniu i sterylizacji, czy powtarzalność jakości partii wyrobów [12].

3.4. Biomateriały węglowe i kompozytowe

Głównie obszary zastosowań biomateriałów węglowych i kompozytowych to wypełnianie ubytków kostnych, czy chrzęstnych, a także rekonstrukcje ścięgien i więzadeł. Cechuje je niska gęstość, w porównaniu do wysokiej wytrzymałości i sztywności. Węgiel może występować w wielu odmianach alotropowych, co za tym idzie istnieje wiele postaci węgla, które posiadają odmienne właściwości. Węgiel ma bowiem zdolność do tworzenia nanostruktur, z których powstają nanorurki, fullereny czy grafen.[13]. Rozwój kompozytów w dziedzinach medycznych jest ściśle związany z podejściem bionicznym, które zakłada adaptację rozwiązań biologicznych do celów technicznych. Najczęściej wykorzystuje się kompozyty o strukturze włóknistej lub ziarnistej. Biozgodność i biofunkcjonalność to właściwości determinujące dobór materiału kompozytowego na implanty. Użycie materiałów kompozytowych do zespalania tkanki kostnej, pozwala na osiągnięcie odpowiednio niskiego modułu Younga, który jest współmierny z jego wartością dla tkanki kostnej. Ta cecha połączona z dobrymi właściwościami wytrzymałościowymi, daje przewagę materiałom kompozytowym nad innymi biomateriałami [14].

4. Struktury auksetyczne

4.1. Współczynnik Poissona

Współczynnik Poissona (ang. *Poisson's ratio*) definiujemy jako stosunek boczno odkształcenia skurczowego na podłużne odkształcenie rozciągające materiału poddawane jednoosiowemu napięciu w kierunku wzdłużnym. Można to interpretować jako współczynnik zmiany grubości materiału, podczas rozciągania podłużnego. Zapisano to w sposób następujący:

$$v = -e_t/e_l, \quad (4.1)$$

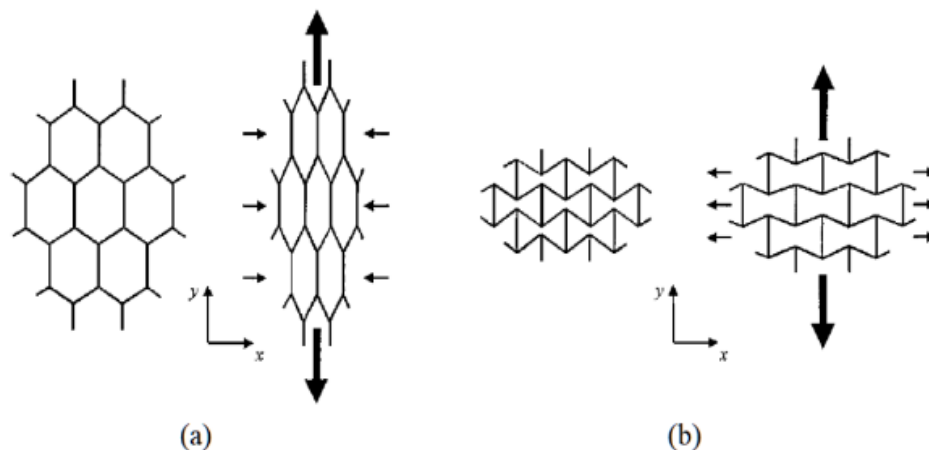
gdzie:

v - współczynnik Poissona (PR),

e_t - odkształcenie poprzeczne,

e_l -odkształcenie podłużne.

Z powodu ujemnego znaku w definicji znaczna większość materiałów przyjmuje wartości dodatnie. Dla ciał stałych wynosi ona zwykle około 0,2-0,4. Dopuszczone jest jednak w teorii sprężystości istnienie grupy materiałów, których unikatową cechą jest ujemny PR, tą wyjątkową grupę nazywa się materiałami auksetycznymi. Materiały te zachowują się w sposób sprzeczny z intuicją. Poddane jednoosiowemu rozciąganiu rozszerzają się poprzecznie. Sytuacja wygląda analogicznie w przypadku poddania materiału ściskaniu. Powodem takiego zachowania materiału jest wyjątkowa struktura geometryczna [16,17,18]. Na rysunku 4.1 przedstawiono schematyczne porównanie zachowania dwóch struktur 2D o różnych geometriach poddanych odkształceniu w kierunku pionowym. Struktura a) reprezentuje strukturę o dodatniej wartości PR, jaka występuje w znacznej większości materiałów. Jest to struktura w kształcie plastra miodu. Struktura b) natomiast reprezentuje strukturę auksetyczną, czyli o ujemnej wartości PR. Zaprezentowana struktura jest strukturą niewypukłą, inspirowaną strukturą plastra miodu.

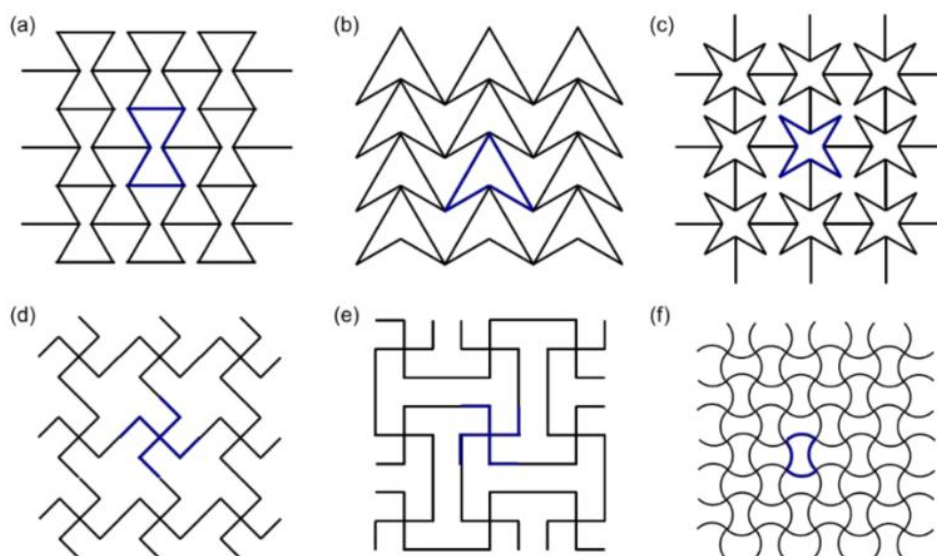


Rys. 4.1 .Deformacje struktur poddanych rozciąganiu w kierunku pionowym (a) struktura “plastra miodu” (dodatni PR) (b) struktura re-entrant (ujemny PR) [16].

Struktury auksetyczne można podzielić ze względu na mechanizm wywołujący efekt auksetyczny. Jednymi z najpopularniejszych mechanizmów są struktury niewypukłe, chiralne i rotacyjne [19].

4.2. Struktury niewypukłe

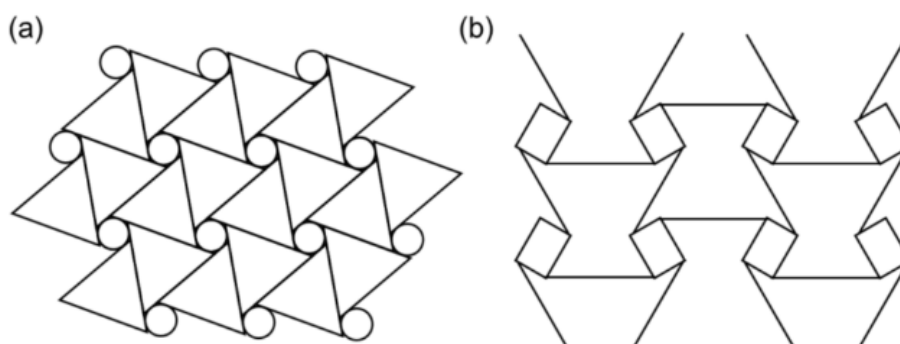
Rysunek 4.2 przedstawia kilka struktur niewypukłych (ang. *re-entrant structure*) o właściwościach auksetycznych, charakteryzujących się wklęsłą geometrią (zaznaczonych kolorem granatowym) komórek reprezentatywnych. Komórki te posiadają dwa kąty, których wartość jest większa niż 180 stopni. Podczas jednoosiowego rozciągania, krawędzie, tworzące kąt wklęsły struktury, ulegają jednoczesnemu rozciąganiu i ścisaniu, co w konsekwencji prowadzi do zwiększenia się struktury. Struktura a) została zainspirowana geometrią plastra miodu, aby uzyskać efekt auksetyczny zniekształcono ukośne linie sześciokąta tak aby powstała struktura wklęsła. Struktury b) bazuje na kształcie grotu podwójnej strzałki i to ruch grotów strzałek generuje właściwość akustyczną struktury. Struktura c) jest jednym z wielu przykładów bazujących na kształcie gwiazdy. Mechanizm tej struktury opiera się na zgięciach krawędzi i przegubach. Kolejne dwie struktury d) i e) są stworzone na podstawie rombu i kwadratu, których krawędzie zostały poddane deformacji. Ostatnia z przedstawionych struktur f) opiera swoją budowę na krzywych sinusoidalnych [19, 27].



Rys. 4.2. Przykłady struktur auksetycznych o wklęsłej strukturze komórek elementarnych [19].

4.3. Struktury chiralne

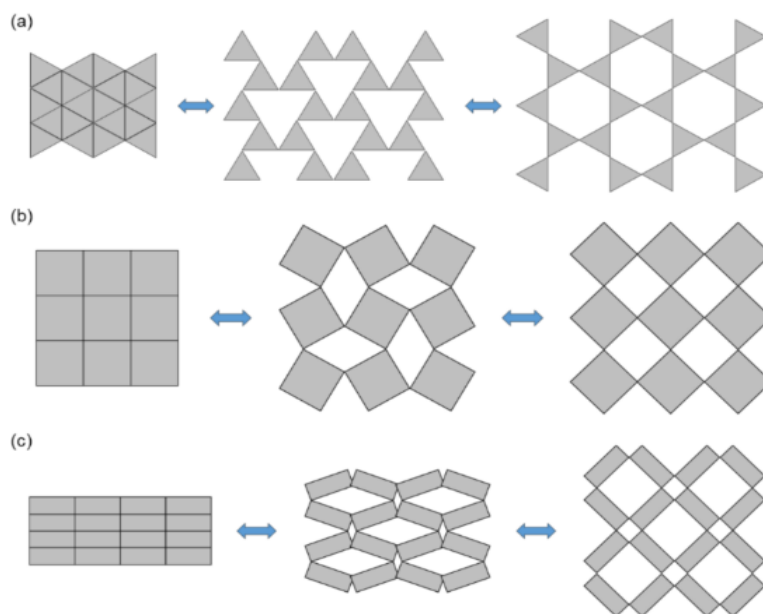
Komórki reprezentatywne dla struktury chiralnej (ang. *chiral structure*) opierają swoją budowę na węzłach centralnych, które zwykle przyjmują postać geometrii zamkniętej takiej, jak np. okręgi. Pozostałe elementy to proste krawędzie, które są połączone z węzłami. Wstrukturach przedstawionych na rysunku 4.3, efekt auksetyczny uzyskano poprzez zwijanie i rozwijanie się krawędzi przez obrót węzłów centralnych. Struktura a) składa się z identycznych komórek reprezentatywnych, natomiast przy strukturze b) występują symetryczne komórki reprezentatywne [19].



Rys. 4.3. Przykłady struktur auksetycznych o chiralnej strukturze komórek elementarnych [19]

4.4. Struktury rotacyjne

Struktury rotacyjne (ang. *rotating structure*) tworzy się przez połączenie wielu figur takich jak trójkąty, kwadraty czy prostokąty. Figury są wzajemnie połączone, ale wyłącznie wybranymi wierzchołkami. Efekt auksetyczny otrzymujemy przez rotację figur przestawioną dokładniej na rysunku 4.4. Struktury rotacyjne stosuje się najczęściej w nanopolimerach i piankach o strukturze sieciowej [19].



Rys. 4.4. Przykłady struktur auksetycznych o rotacyjnej strukturze komórek elementarnych [19].

4.5. Właściwości materiałów auksetycznych

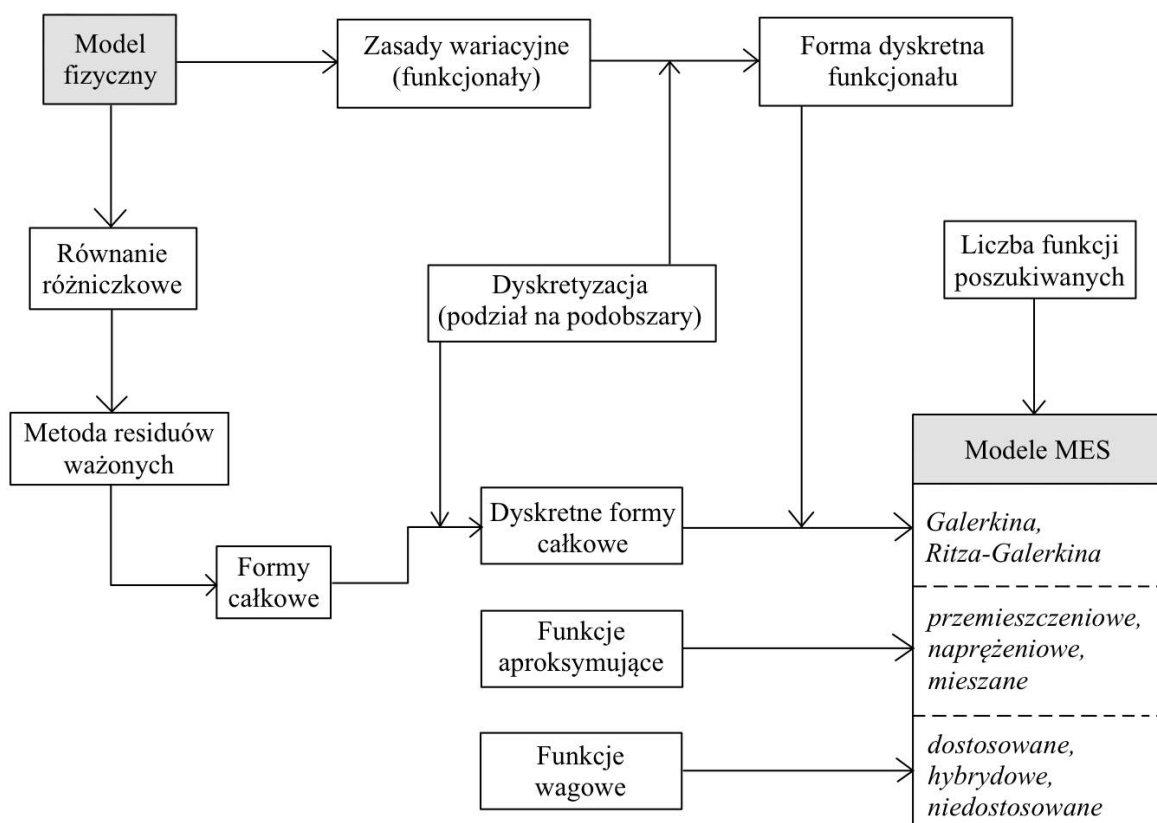
W wyniku nietypowego zachowania materiały te posiadają szereg pozytywnych właściwości. Wykazują wysoką odporność na ścinanie, która wynika z korelacji jaka zachodzi pomiędzy PR, a modułem opisującym sprężystość ścinania. Kolejną z ich zalet jest odporność na pękanie. Materiały, ze względu na swoją stosunkowo złożoną strukturę i rozszerzanie się przy rozciąganiu, nie rozprzestrzeniają pęknięć. Zachowanie tych materiałów podczas wgniatania różni się rozkładem odkształceń jaki jest typowy dla materiałów klasycznych. Skurcz podczas wgniatania w materiale auksetycznym ma miejsce głównie w miejscu przyłożenia siły i występuje w nim lokalny wzrost gęstości, co poprawia odporność tego miejsca na wgniecenia. Materiały te łatwo poddają się ścisaniu, jednak nie wykazują przy tym dużych odkształceń. Płyta auksetyczna poddana osiowemu zginaniu przekształca się w kopułę, gdzie większość materiałów tworzy strukturę przypominającą siodło. Przez dużą porowatość struktury występuje też zmienność w przepuszczalności materiału. Wykazuje również efektywne absorbowanie energii i tłumienie dźwięków [19,28].

4.6. Zastosowania materiałów auksetycznych

Ze względu na swoje wyjątkowe właściwości te materiały są szeroko stosowane w wielu dziedzinach, począwszy od implantów medycznych i protez [20] poprzez inteligentne filtry [21] i czujniki [22] kończąc na tłumikach drgań i izolatorów akustycznych [23]. Jednym z najznakomitszych przykładów wykorzystania materiałów o ujemnym PR są stenty. Zaprojektowane stenty, posiadające strukturę auksetyczną, pozwalają na zmianę swojej średnicy, przez co łatwiejsze jest ustawienie ich na odpowiedniej pozycji. Posiadają znakomitą odporność na ściskanie, która pozwala na wykorzystanie ich nie tylko na prostych odcinkach, ale również na zakrętach lub rozwidleniach. Są stabilne i wydajne w odbudowie ścianek tętnic [27]. Struktury auksetyczne nie są jedynie tworem ludzkiego umysłu, występują one w naturze np. w skórze krów, graficie, polimorficznych silikonach, zeolitach czy krzemianach [29]. Materiały te posiadają szerokie perspektywy dalszego rozwoju i wykorzystania w nowych dziedzinach lub udoskonalenia obecnie dostępnych materiałów funkcjonalnych i konstrukcyjnych. Dzięki ciągłym badaniom liczba materiałów i procesów wytwarzania systematycznie wzrasta, w ostatnich latach widać zwiększenie zainteresowania opisanym tematem. Wielu badaczy, jak i projektantów widzi w strukturach auksetycznych ogromny potencjał zastosowań [16,17,18].

5. Metody analizy stentów

Metoda elementów skończonych (ang. *finite element method*) MES jest obecnie jedną z najpopularniejszych metod numerycznych do analizy zjawisk liniowych i nieliniowych. Pozwala ona w relatywnie prosty sposób opisać skomplikowane kształty jak i nieliniowe obiekty o złożonych właściwości materiałów. Podstawą MES jest dyskretyzacja, czyli podział obszaru na mniejsze elementy. Elementy te charakteryzują węzły na wierzchołkach i bokach podobszaru, które stanowią część wspólną dla przyległych elementów analizowanego obszaru. Obiekt w wyniku dyskretyzacji staje się połączoną siatką elementów. Węzły stanowią punkty dla których wielkości są poszukiwane lub znane jak w przypadku określenia warunków brzegowych. W zależności od poszukiwanych wartości możemy podzielić modele na naprężeniowe, przemieszczeniowe oraz mieszane [24, 25]. Schemat działania MES został przedstawiony na rysunku 5.1.



Rys. 5.1. Modele metody elementów skończonych w mechanice konstrukcji [25].

W wyniku analizy MES można otrzymać zależności z zasady wariacyjnej jak i metody residuów ważonych. W metodzie residuów ważonych, rozwiązanie spełniające warunki brzegowe, przybliża się dzięki podstawieniu funkcji aproksymujących do równań różniczkowych. Otrzymuje się różne wyniki prawych i lewych stron układu (residua), związane z niedokładnością aproksymacji. Formę całkową tworzą iloczyny skalarne residuów i funkcji wagowych. Formę całkową następnie przyrównuje się do zera. Tym samym spełnione zostaje równanie wewnątrz obszaru i warunki brzegowe. Przedstawione jest to wzorem [25]:

$$W = \int_V \vec{w}_v(\alpha_v \vec{u} + \vec{f}_v) dV - \int_{S_\sigma} \vec{w}_\sigma(\alpha_\sigma \vec{u} + \vec{f}_\sigma) dS_\sigma + \int_{S_u} \vec{w}_u(\alpha_u \vec{u} + \vec{f}_u) dS_u = 0, \quad (5.1)$$

gdzie:

\vec{u} - funkcja aproksymacji, V - zdefiniowany obszar, \vec{f}_v - działające siły objętościowe, S_σ, S_u - siły objętościowe na brzegach, \vec{f}_σ - warunki brzegowe w postaci naprężeń, \vec{f}_u - warunki brzegowe w postaci przemieszczeń, $\vec{w}_v, \vec{w}_\sigma, \vec{w}_u$ - funkcje wagowe, $\alpha_v, \alpha_\sigma, \alpha_u$ - macierze.

Otrzymane zależności całkuje się przez części. Wynik to druga forma całkowa zwana słabą lub wariacyjną. Kolejno obszar obiektu dzieli się na podobszary i przyjmuje się dla każdego z nich aproksymację funkcji poszukiwanej, analogicznie przyjmuje się również funkcje wagowe. Po podziale obszaru na elementy dochodzimy do dyskretnej formy całkowej lub funkcyjnału w postaci dyskretnej. Ostateczny układ równań otrzymano za pomocą warunku zerowania się dyskretnych form całkowych dla dowolnych funkcji wagowych. W przypadku funkcyjnału z warunku zerowania się wariacji podlegają tylko parametry funkcji poszukiwanej [24, 25].

Izotropia to zjawisko występowania jednakowych wartości właściwości mechanicznych we wszystkich kierunkach materiału. Wartość właściwości jest niezależna od kierunku przyłożenia obciążenia. W tych materiałach występują jednorodne struktury mikroskopowe jak i niejednorodne. Wartości parametrów takich jak moduł Younga i współczynnik PR są takie same w każdym kierunku. Macierz sprężystości dla tego materiału prezentuje się następująco [26]:

$$\vec{D} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix}. \quad (5.2)$$

Aby poprawnie zamodelować materiał izotropowy wykorzystuje się model liniowo-sprężysty. W macierzy sztywności modelu występuje kilka niezależnych współczynników: E - moduł sprężystości wzdłużnej (Younga), G - moduł sprężystości poprzecznej (Kirchhoffa) oraz ν - współczynnik odkształcenia poprzecznego (PR).

Moduł Kirchhoffa G czyli moduł sztywności występuje w przypadku analizy ścinania prostego. Jest to współczynnik proporcjonalności pomiędzy naprężeniami stycznymi τ , a odkształceniami określonymi przez kąt deformacji γ :

$$\tau = G\gamma. \quad (5.3)$$

Zależność pomiędzy trzema stałymi materiałowymi, czyli modułem Kirchhoffa, modułem Younga i współczynnikiem Poissona opisuje wzór:

$$E = 2G(1 + \nu). \quad (5.4)$$

Spośród powyższych stałych tylko dwie są liniowo niezależne, więc do symulacji MES niezbędna liczba stałych do ustalenia ogranicza się jedynie do tych dwóch stałych.

Pierwszą postacią prawa Hooke'a dla materiałów izotropowych przedstawia się następująco:

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\varepsilon_{kk} \cdot \delta_{ij}, \quad (5.5)$$

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 0, & i \neq j \\ 1, & i = j \end{cases} \quad (5.6)$$

gdzie:

δ_{ij} - delta Kroneckera, λ i μ - stałe Lamégo.

Relację pomiędzy stałymi Lamégo i stałymi materiałowymi E i G oraz PR opisuje zależność:

$$\mu \equiv G = \frac{E}{2(1 + \nu)}, \quad (5.7)$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}. \quad (5.8)$$

Reasumując powyższe zależności dochodzimy do drugiej postaci prawa Hooke'a.

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1 + \nu} \left(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1 - 2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} \right). \quad (5.9)$$

Materiały liniowo-sprężyste można określić równaniem ruchu, zgodnym z drugim prawem dynamiki Newtona, przyjmuje to postać poniższego równania:

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \vec{\sigma} = \vec{F}, \quad (5.10)$$

gdzie:

\vec{u} - wektor przemieszczenia, \vec{F} - siła masowa, t - czas, ρ - gęstość.

Na podstawie prawa Hooke'a dla materiałów izotropowych, można dojść do ogólnego równania ruchu izotropowego ciała stałego, nazywanego równaniem Naviera-Cauchy'ego. W zapisie założono brak sił masowych ($F = 0$):

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} - (\mu \nabla^2 \vec{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \vec{u})) = \vec{0}. \quad (5.11)$$

Dla zagadnień stacjonarnych niezależnych od czasu, równanie przyjmuje postać [37]:

$$-(\mu \nabla^2 \vec{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \vec{u})) = \vec{0}. \quad (5.12)$$

Hipoteza Hubera von Misesa to jedna z najczęściej stosowanych hipotez wytrzymałościowych dla stali i innych metali, posiadających wyraźną granicę plastyczności. Według niej uplastycznienie następuje, gdy gęstość energii odkształcenia postaciowego jest równa lub przekracza gęstość energii, dla której dany materiał uplastycznia się w prostej próbie rozciągania. Zakłada ona jednak, że ciało jest doskonale sprężyste oraz że praca naprężeń zredukowanych jest równa sumie pracy wszystkich naprężeń składowych.

Naprężenia normalne definiujemy wzorem:

$$\delta = \frac{M}{I_y}, \quad (5.13)$$

gdzie:

M - wartość momentów zginających, I_y - moment bezwładności względem osi poziomej.

Naprężenia styczne:

$$T = \frac{T \cdot S_y}{J_y \cdot b}, \quad (5.14)$$

gdzie:

T - wartość siły tnącej, S_y - moment styczny, J_y - moment bezwładności,

b - szerokość pola, na którym znajduje się punkt.

Naprężenia zredukowane:

$$\sigma_{red} = \sqrt{\delta^2 + 3 \cdot T^2}, \quad (5.15)$$

gdzie:

δ - naprężenia normalne, T - naprężenia styczne.

6. Model matematyczny

6.1. Obciążenie

Ogólne równania opisujące siłę sumaryczną, która działa na określoną powierzchnię w programie Comsol Multiphysics 5.1, prezentują się następująco:

$$S \cdot \vec{n} = \vec{F}_A, \quad (6.1)$$

$$\vec{F}_A = \frac{\vec{F}_{tot}}{A}. \quad (6.2)$$

gdzie:

S – tensor naprężeń, \vec{n} – wektor normalny, \vec{F}_A – siła na jednostkę powierzchni,

\vec{F}_{tot} – siła całkowita, A – pole powierzchni.

Równania, które opisują ogólną zasadę działania ciśnienia na powierzchnię w programie wspomnianym powyżej, przedstawione są wzorami (6.1) oraz:

$$\vec{F}_A = -p \cdot \vec{n} \quad (6.3)$$

gdzie:

p – ciśnienie.

6.2. Utwierdzenie

Równanie opisujące stałe ograniczenie struktury, odbierające określoną liczbę stopni swobody, prezentuje się następująco:

$$\vec{u} = \vec{0}, \quad (6.4)$$

gdzie:

\vec{u} – wektor przemieszczenia.

6.3. Dobór materiału

Zarówno projekt stentu klasycznego, jak i auksetycznego został wykonany z jednego z najczęściej wykorzystywanych materiałów do budowy stentów, czyli stali austenitycznej Cr – Ni – Mo, o nazwie handlowej 316L, w stanie stałym oraz wypolerowanej. Materiał ten wykorzystuje się w około 90% wytwarzanych stentów. Stal wykorzystywana do produkcji tak małych elementów do zastosowań medycznych, musi charakteryzować się wysoką jakością metalurgiczną, a co za tym idzie minimalną ilością wytrąceń niemetalicznych. Materiał

przeznaczony na implanty podlega wielu rygorystycznym procesom zarówno w trakcie obróbki cieplnej, jak i plastycznej. Metoda wytapiania takiego materiału zaczyna się już przy obróbce pozapiecowej ciekłego metalu, następnie poddaje się go odtlenianiu, odsiarczaniu lub odgazowywaniu próżniowemu. W wyniku powyższych procesów powstają niemetaliczne wytrącenia, które wpływają na własności użytkowe. Stanowi to przyczynę anizotropii właściwości mechanicznych materiału. Niezwykle ważnym zagadnieniem jest również wielkość ziarna austenitu, wpływa ona bowiem na dolną granicę plastyczności jak i na wytrzymałość zmęczeniową, gdzie wytrzymałość zwiększa się wraz ze zmniejszeniem rozmiaru ziarna. Zalecenia dotyczące właściwości magnetycznych zostały oparte na przynależności stali CR-Ni-Mo do paramagnetyków oraz wyeliminowania z struktury ferromagnetycznego ferrytu δ . Stal ta wykazuje działanie hipoalergiczne i zapewnia dobrą odporność na korozję szczególnie w środowisku tkanek i płynów ustrojowych. Stal ta zawiera nikiel, który jest silnie uczulający. Ilość niklu jaka przenika do organizmu żywego ze stali nierdzewnej jest znikoma [3].

W poniższej tabeli 6.1 zebrano właściwości stali 316L, które są domyślnie wprowadzone w programie Comsol Multiphysics 5.1. Właściwości te są opisane funkcjami zależnymi od temperatury. Charakter pracy wymaga badania w określonej temperaturze, jaką jest temperatura panująca wewnątrz ludzkiego organizmu. Dla zdrowego człowieka wynosi ona $36,7^{\circ}\text{C}$, co w przeliczeniu na Kelwiny jest równe $309,85\text{ K}$ [15].

Tab. 6.1. Tabela przedstawiająca wartości właściwości stali 316L w temperaturze $309,85\text{ K}$.

Właściwości materiałowe dla stali 316L (UNS S31603) (SUS 316L) [solid, polished]	
Gęstość $\left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right]$	7960
Moduł Younga $[\text{Pa}]$	$1,94 \times 10^{11}$
Współczynnik Poissona $[-]$	0,294

6.4. Siatka

Wygenerowana siatka jest sterowana manualnie, a jako rozmiar elementów wybrano opcję bardzo dobrą (ang. *extra fine*). W poniższej tabeli 8.2 zebrano informacje na temat liczby elementów skończonych dla każdego z czterech zaprojektowanych modeli stentów.

Tab. 6.2. Tabela przedstawiająca liczbę elementów skończonych dla poszczególnych modeli stentów.

	Stent klasyczny		Stent auksetyczny	
	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury
Liczba elementów wierzchołkowych	2738	1312	4248	2032
Liczba elementów krawędziowych	10464	6592	19032	11752
Ilość elementów brzegowych	31680	15872	57772	35144
Całkowita liczba elementów	39986	17840	100999	55067
Minimalna wielkość elementów	0,03198	0,006136	0,09553	0,1254

6.5. Masa

Na podstawie objętości stentów, która jest wyznaczana za pomocą liczby elementów skończonych każdego stentu, obliczono masę poszczególnych stentów. Do obliczeń wykorzystano również wartość gęstości stali 316L, która była podana w tabeli powyżej 6.2. Wartości objętości oraz wyliczonych wartości mas dla stentów zebrano w tabeli poniżej 6.3.

Tab. 6.3. Tabela przedstawiająca wartości objętości i masy dla poszczególnych modeli stentów.

	Stent klasyczny		Stent auksetyczny	
	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury
Objętość [mm^3]	7,075	5,166	10,19	7,276
Masa [g]	0,056	0,041	0,081	0,058

7. Modele stentów

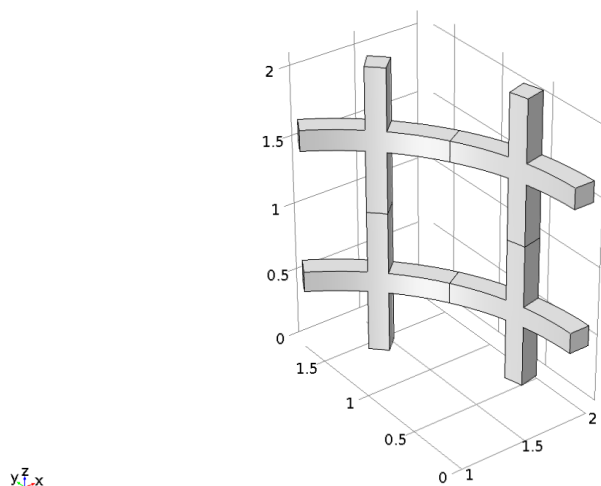
Projekty stentów zostały wykonane w programie Comsol Multiphysics 5.1. Użyto do tego dostępnych w programie operacji na geometriach dwu i trójwymiarowych.

7.1. Projekt struktury klasycznej

Zostały wykonane dwa stenty o strukturze klasycznej. Różnią się one zagęszczeniem komórek elementarnych. Komórka elementarna to najmniejsza, powtarzalna część struktury.

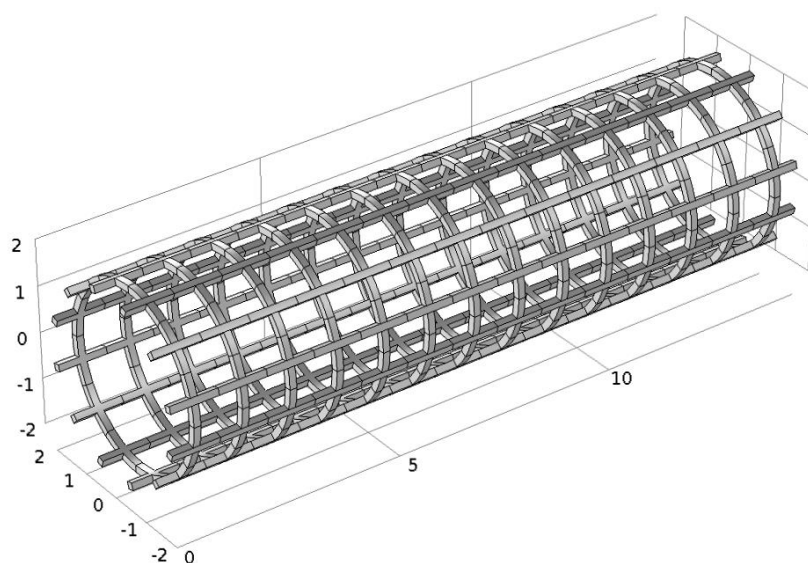
Projektowanie stentów zaczęto od określenia docelowych wymiarów, jakie stenty będą posiadać. Dążono do uzyskania średnicy wynoszącej 4 mm i wysokości 15 mm . Natomiast grubość, jak i szerokość ścianek określono na $0,15\text{ mm}$. Następnie dobrano liczbę komórek elementarnych w obwodzie stentu, co również determinowało wymiary pojedynczej komórki. Im większe zagęszczenie komórek elementarnych, tym mniejsze muszą być jej maksymalne wymiary, aby utrzymać wymiary założone w fazie projektowej.

Komórka elementarna stentu o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu przedstawiona jest na rysunku 7.1. Komórka ta ma wymiary $2,0944 \times 2,0944\text{ mm}$, a promień krzywizny wynosi $1,85\text{ mm}$. Powstała komórka kształtem przypomina poczwórny krzyż. Powielając komórki, a następnie łącząc je, uzyskano strukturę o dodatnim PR.



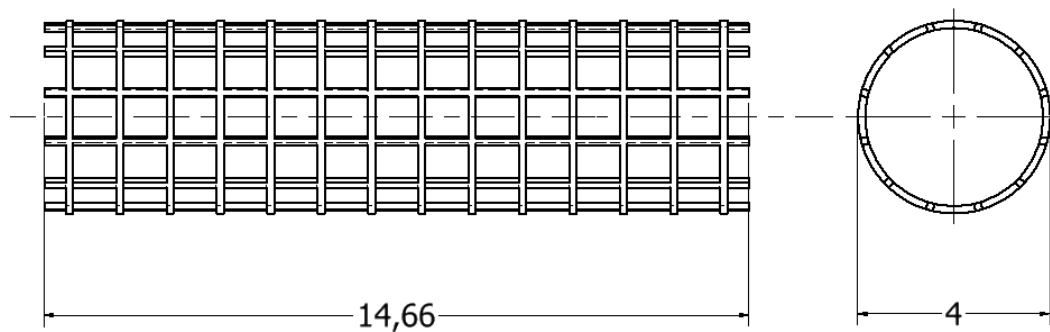
Rys. 7.1. Komórka elementarna stentu o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu.

Struktura stentu o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych przedstawiona na rysunku poniżej 7.2, posiada 6 komórek elementarnych w obwodzie oraz 7 w długości całkowitej.



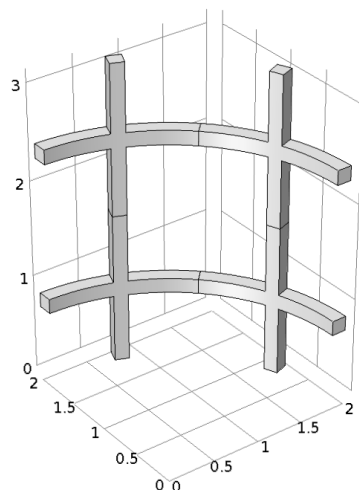
Rys. 7.2. Struktura stentu o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych.

Dokładne wymiary stentu o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych wynoszą: wysokość – 14,66 mm, średnica zewnętrzna – 4 mm. Przedstawione jest to na rysunku 7.3.



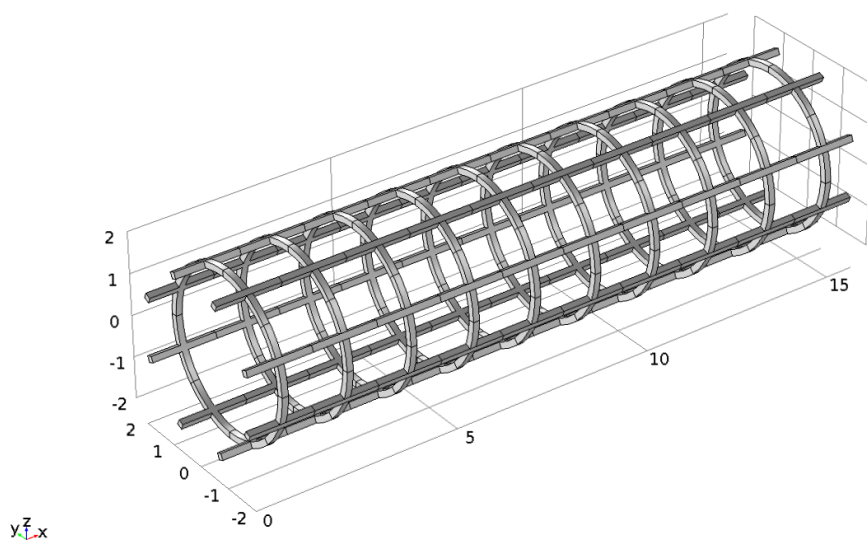
Rys. 7.3. Rysunek techniczny przedstawiający wymiary stentu o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych.

Komórka elementarna stentu o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu przedstawiona jest na rysunku 7.4. Komórka ta ma wymiary 3,1416 × 3,1416 mm, a promień krzywizny wynosi 1,85 mm.



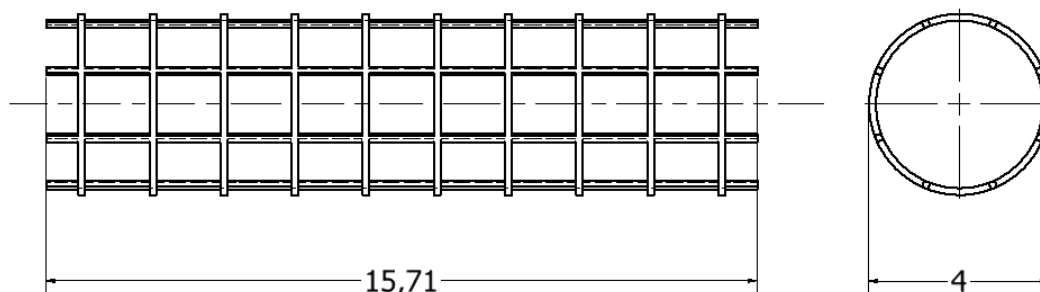
Rys.7.4. Komórka elementarna stentu o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu.

Struktura stentu o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych przedstawiona na rysunku poniżej 7.5, posiada 4 komórki elementarnych w obwodzie oraz 5 w długości całkowitej.



Rys. 7.5. Struktura stentu o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych.

Dokładne wymiary stentu o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych wynoszą: wysokość – 15,71 mm, średnica zewnętrzna – 4 mm. Przedstawione jest to na rysunku 7.6.



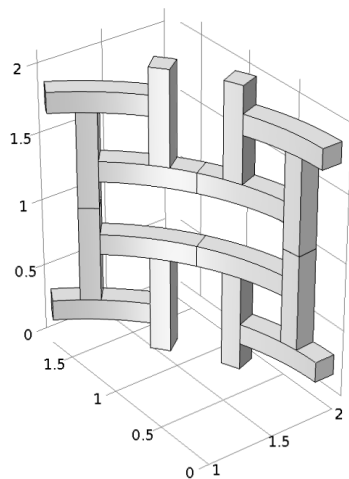
Rys. 7.6. Rysunek techniczny przedstawiający wymiary stentu o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych.

7.2. Projekt struktury auksetycznej

Wykonane zostały dwa stenty o strukturze auksetycznej. Tak jak w przypadku stentów o strukturze klasycznej, różnią się one zagęszczeniem komórek elementarnych.

Analogicznie do wymiarów stentów o strukturze klasycznej, dążono do uzyskania wymiarów mających wynosić dla średnicy 4 mm, natomiast wysokości 15 mm. Grubość, jak i szerokość ścianek została zadana i wynosi 0,15 mm.

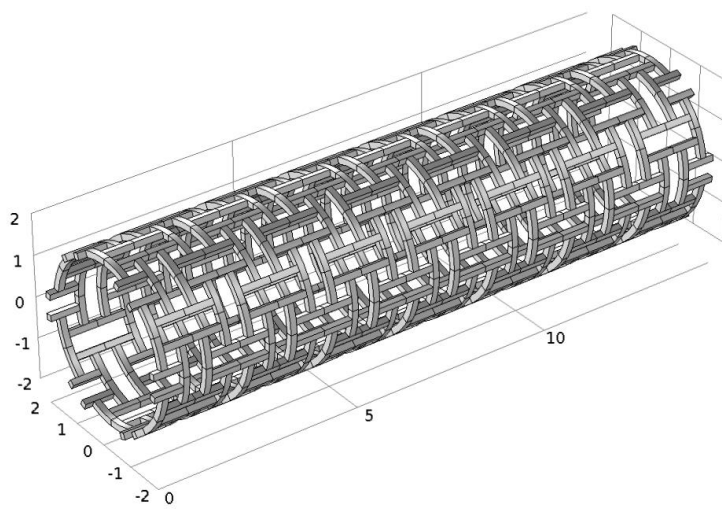
Komórka elementarna stentu o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu przedstawiona jest na rysunku poniżej 7.7. Komórka ta ma wymiary $2,0944 \times 2,0944$ mm, a promień krzywizny wynosi 1,85 mm. Składa się z czterech części, które są dla siebie odbiciem lustrzanym w osi x, y oraz z. Powielając komórki, a następnie łącząc je, uzyskano strukturę o ujemnym PR.



$y \hat{z} x$

Rys. 7.7. Komórka elementarna stentu o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu.

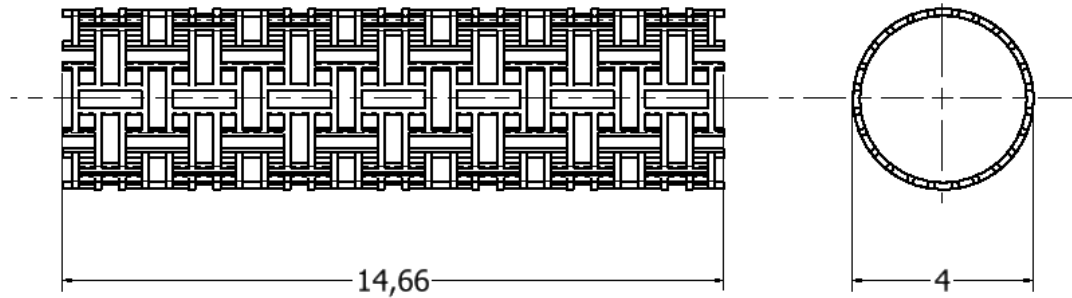
Struktura stentu o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych przedstawiona na rysunku poniżej 7.8, posiada 6 komórek elementarnych w obwodzie oraz 7 w długości całkowitej.



$y \hat{z} x$

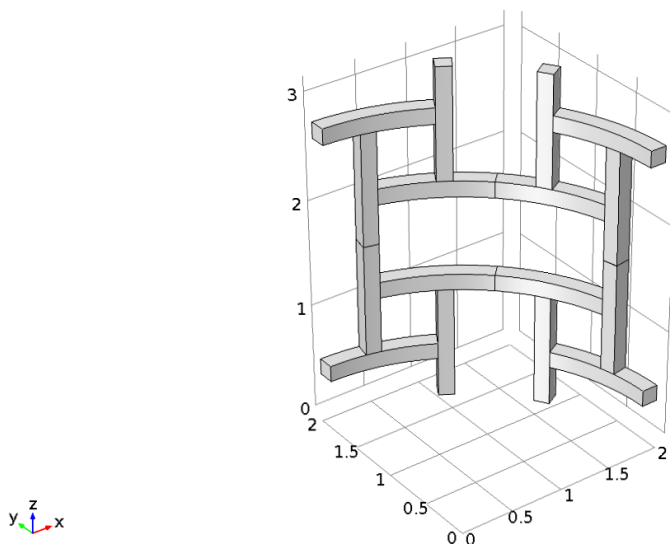
Rys. 7.8. Struktura stentu o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych.

Dokładne wymiary stentu o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych wynoszą: wysokość – $14,66\text{ mm}$, średnica zewnętrzna – 4 mm . Przedstawione jest to na rysunku 7.9.



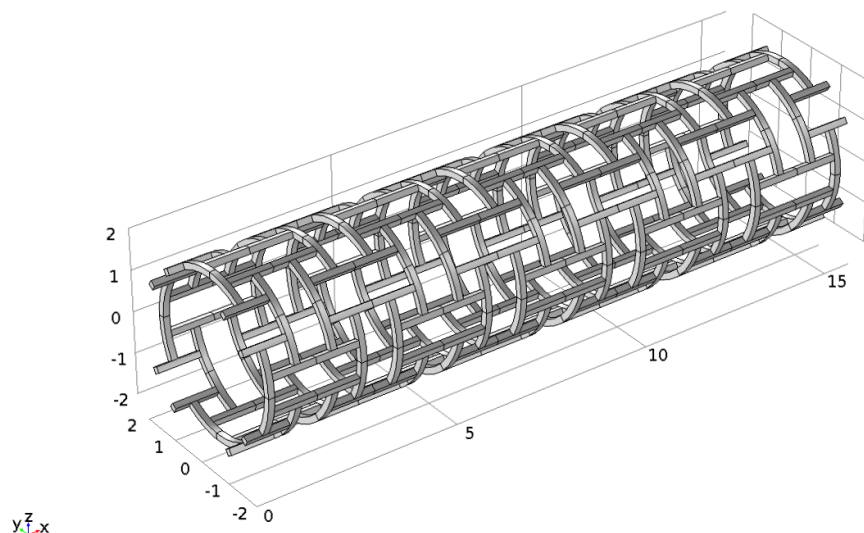
Rys. 7.9. Rysunek techniczny przedstawiający wymiary stentu o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu komórek elementarnych.

Komórka elementarna stentu o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu przedstawiona jest na rysunku 7.10. Komórka ta ma wymiary $3,1416 \times 3,1416\text{ mm}$, a promień krzywizny wynosi $1,85\text{ mm}$.



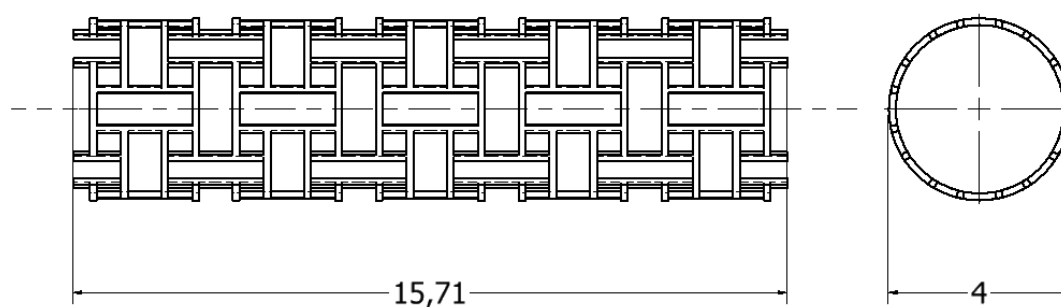
Rys. 7.10. Komórka elementarna stentu o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu.

Struktura stentu o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych przedstawiona na rysunku poniżej 7.11, posiada 4 komórki elementarnych w obwodzie oraz 5 w długości całkowitej.



Rys. 7.11. Struktura stentu o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych.

Dokładne wymiary stentu o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych wynoszą: wysokość – 15,71 mm, średnica zewnętrzna – 4 mm. Przedstawione jest to na rysunku 7.12.



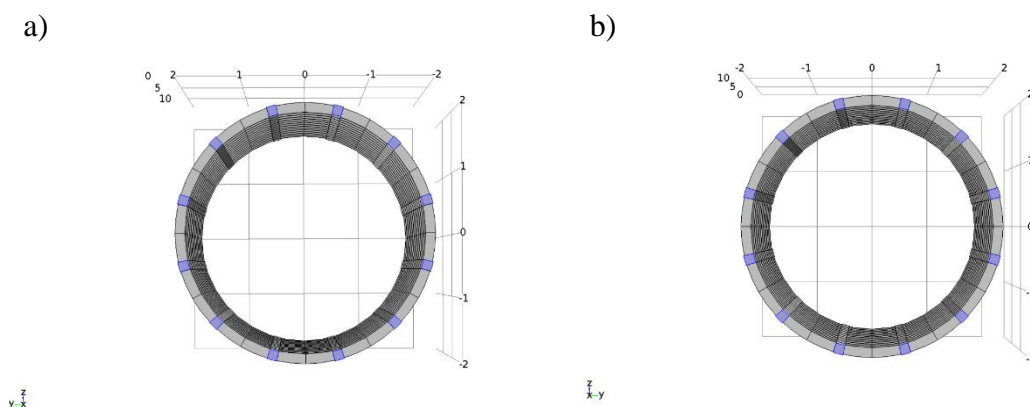
Rys. 7.12. Rysunek techniczny przedstawiający wymiary stentu o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu komórek elementarnych.

8. Wyniki numeryczne analizy MES

8.1. Stenty o strukturze klasycznej

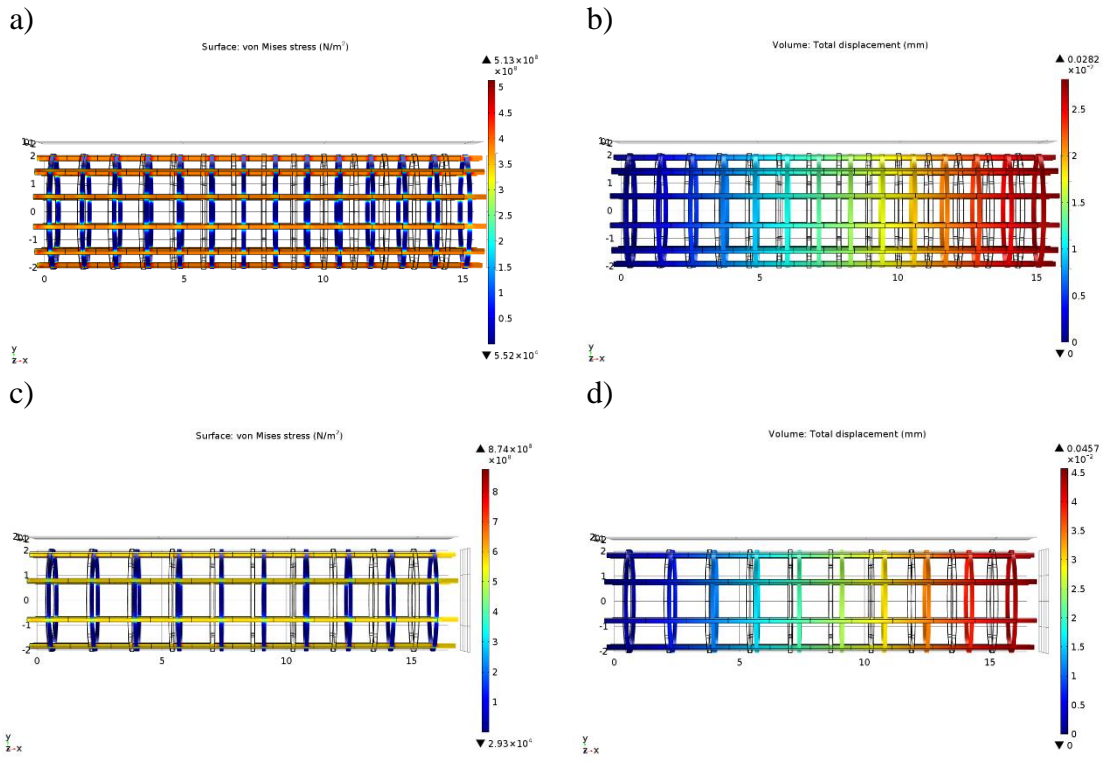
8.1.1. Badanie rozciągania, ściskania oraz zginania

Dla próby rozciągania i ściskania wszystkim stentom zabrano 5 stopni swobody, utwierdzając je we wszystkich skrajnych punktach jednego końca stentu. Na przeciwnym krańcu stentu zamocowano siłę działającą na stent w osi X, zarówno rozmieszczenie sił, jak i utwierdzeń przedstawiono na rysunku 8.1. W próbie rozciągania, sumaryczna wartość tej siły, rozłożona na całym obwodzie, wynosi 100 N. W przypadku próby ściskania, wartość ta jest analogiczna, jednak zmieniony jest zwrot działania siły.

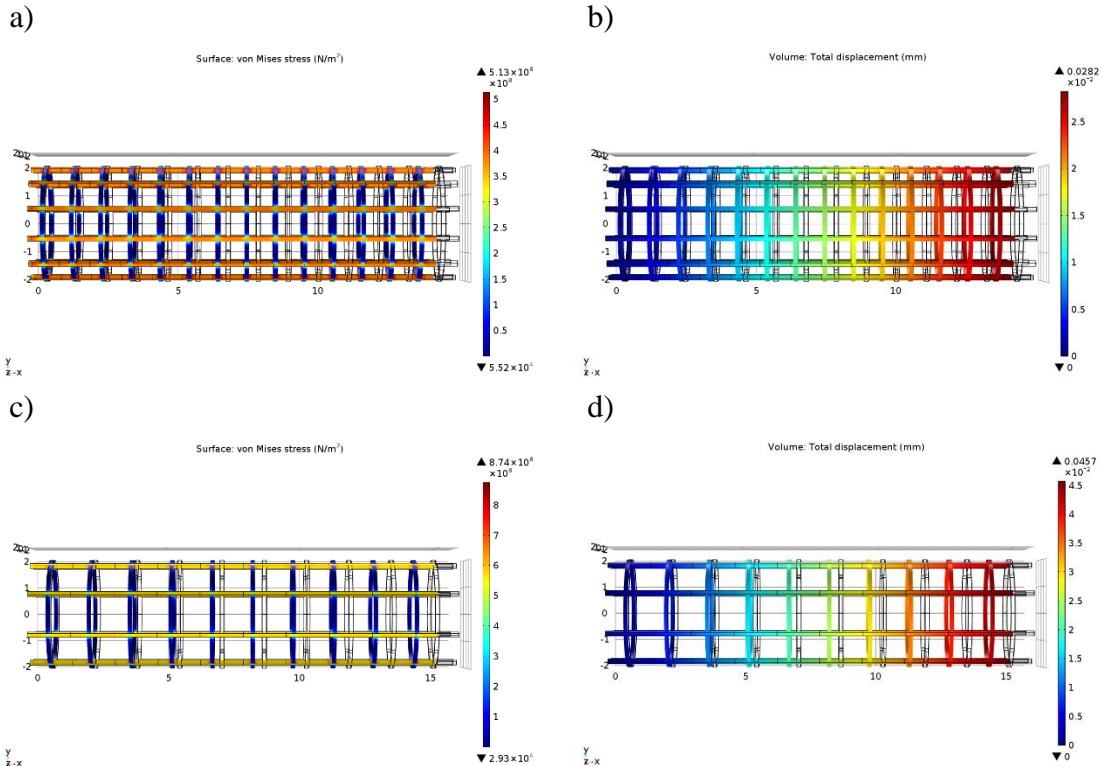


Rys. 8.1. Miejsca zamocowania warunków brzegowych dla prób rozciągania, ściskania i zginania stentów klasycznych: a) miejsca zamocowania utwierdzeń, b) miejsca zamocowania sił.

Poniższe rysunki zawierają graficzne przedstawienie wyników symulacji stentów o strukturach klasycznych o różnym zagęszczeniu komórek elementarnych. Rysunek 8.2 zawiera wyniki symulacji stentów poddanych rozciąganiu. Rysunek 8.3 przedstawia wyniki symulacji ściskania dla badanych stentów. Podpunkty a) i b) dotyczą stentu klasycznego o większym zagęszczeniu struktury, natomiast podpunkty c) i d) stentu klasycznego o mniejszym zagęszczeniu. Podpunkty a) i d) obrazują rozmieszczenie naprężeń von Misesa występujących w stencie w momencie działania siły. Z kolei podpunkty b) i d) prezentują rozmieszczenie występujących przemieszczeń całkowitych. Wybór przedstawienia rysunków w płaszczyźnie XY pozwala na obserwację zmian badanych parametrów w zależności od odległości elementów od utwierdzenia obiektu.



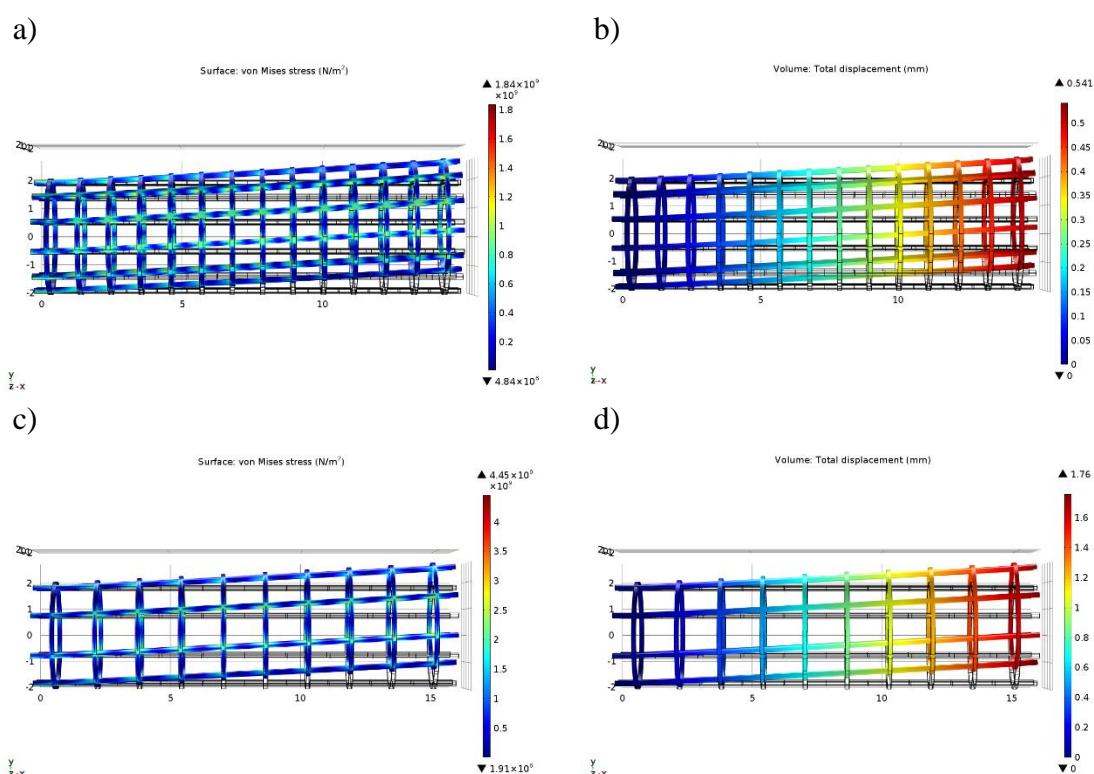
Rys. 8.2. Wyniki symulacji rozciągania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu.



Rys. 8.3. Wyniki symulacji ściskania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu..

W przypadku badania zginania stenty mają odebraną taką samą liczbę stopni swobody, utwierdzone są na jednym końcu, a siła zamocowana jest na przeciwległym końcu stentu jak na rysunku 8.1, analogicznie do badania rozciągania i ściskania. W symulacji zginania zadaną wartością siły oddziałującej na stenty jest 10 N . Siła ta działa w osi Y, a jej zwrot jest dodatni.

Rysunek 8.4 obrazuje wyniki symulacji zginania dla badanych stentów o strukturze klasycznej. Jak w wcześniej opisanym przypadku wyniki są podzielone na cztery podpunkty, które analogicznie do badania rozciągania i ściskania, obrazują naprężenia von Mises'a oraz przemieszczenia całkowite.

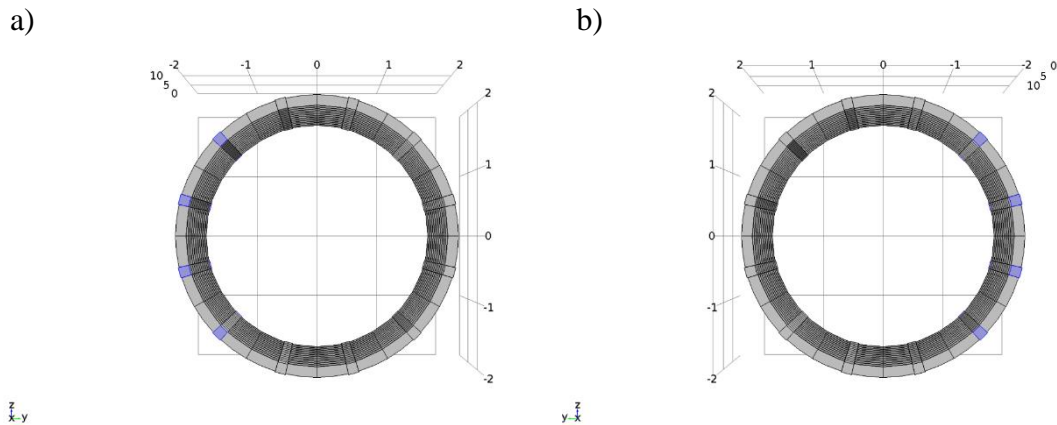


Rys. 8.4. Wyniki symulacji zginania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze klasycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze klasycznej o mniejszym zagęszczeniu.

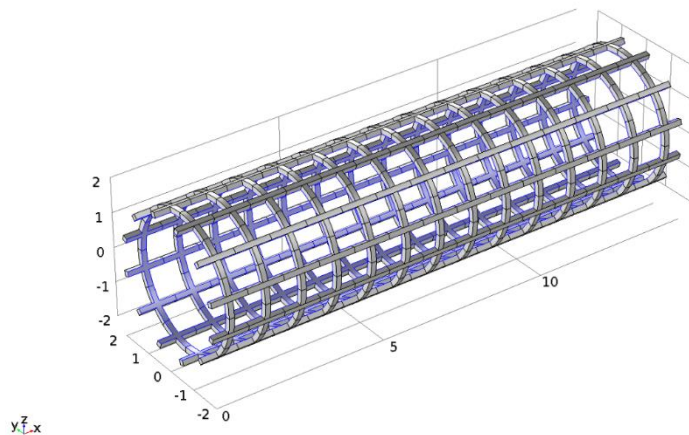
8.1.2. Symulacja działania ciśnienia skurczowego

Symulacja działania ciśnienia na stent została przeprowadzona w sposób następujący: utwierdzenia zostały rozmieszczone po obu stronach stentu w czterech sąsiadujących skrajnych punktach stentu, przy zachowaniu tych samych punktów po drugiej stronie stentu, co przedstawione jest na rysunku 8.5. Za obszar działania sił uznano całą wewnętrzną powierzchnię stentu, przedstawia to rysunek 8.6. Rozmieszczenie to ma za zadanie symulować ciśnienie wytwarzane przez przepływ krwi w ciele człowieka. Ciśnienie działające na stent

zostało określone jako 15960 Pa . Wartość ta jest tożsama z wartością ciśnienia skurczowego krwi w organizmie zdrowego człowieka, które wynosi 120 mmHg [15].

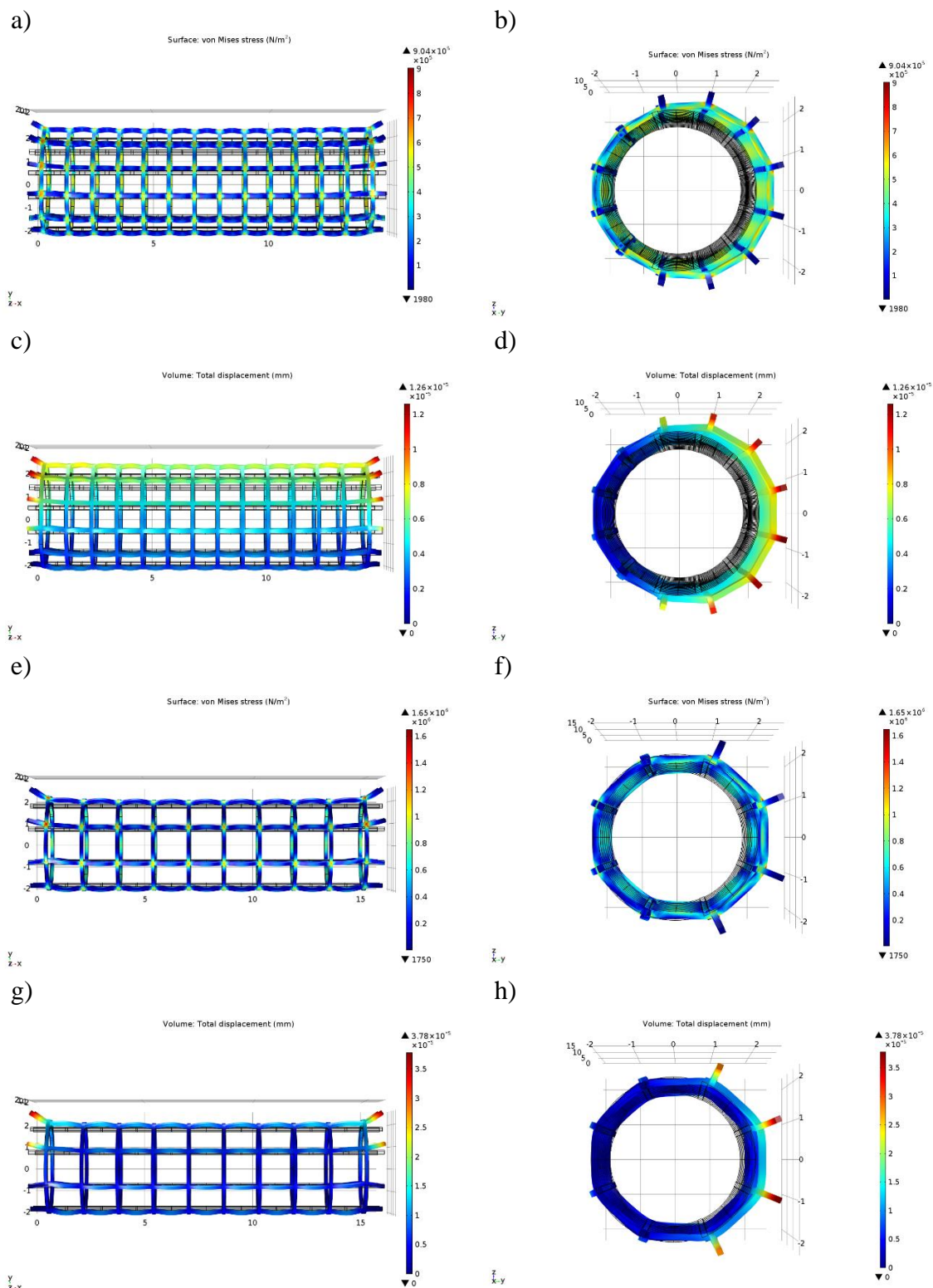


Rys. 8.5. Miejsca zamocowania utwierdzeń dla symulacji działania ciśnienia skurczowego w stencie:
a) utwierdzenie pierwszego końca, b) utwierdzenie drugiego końca.



Rys. 8.6. Zaznaczona powierzchnia wewnętrzna stentu klasycznego, na którą działa symulowane ciśnienie skurczowe.

Otrzymane wyniki prezentuje rysunek 8.7. Analogicznie do wcześniej opisanych badań i w tym wypadku wyniki są podzielone na podpunkty. Podpunkty a), b), c) i d) prezentują wyniki graficzne dla stentu o większym zagęszczeniu struktury. Kolejne podpunkty e), f), g) i h) obrazują wyniki graficzne dla stentu klasycznego o mniejszym zagęszczeniu struktury. Rzut z płaszczyzny XY przedstawia zmiany wartości badanych parametrów w zależności od odległości od utwierdzenia, a rzut YZ ukazuje zmiany, jakie zachodzą na obwodzie średnicy stentu.



Rys. 8.7. Wyniki symulacji działania ciśnienia skurczowego na stenty o strukturze klasycznej obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY oraz YZ: a), b), c), d) struktura o większym zagęszczeniu; e), f), g), h) struktura o mniejszym zagęszczeniu.

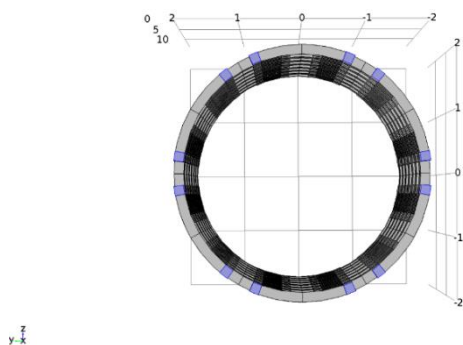
8.2. Stenty o strukturze auksetycznej

Ze względu na porównawczy charakter pracy, w badaniach stentów auksetycznych zastosowano warunki brzegowe oraz wartości sił analogiczne jak w przypadku badaniach stentów klasycznych.

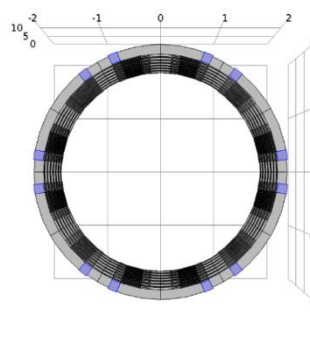
8.2.1. Badanie rozciągania, ściskania oraz zginania

Dla próby rozciągania i ściskania utwierdzono stenty we wszystkich skrajnych punktach jednego końca stentu, natomiast siłę zamocowano na przeciwnym krańcu. Działa na stent w osi X. Rozmieszczenie sił, jak i utwierdzeń przedstawiono na rysunku 8.8. W próbie rozciągania, sumaryczna wartość tej siły wynosi 100 N. W przypadku próby ściskania, wartość ta jest analogiczna, jednak zmieniony jest zwrot działania siły.

a)

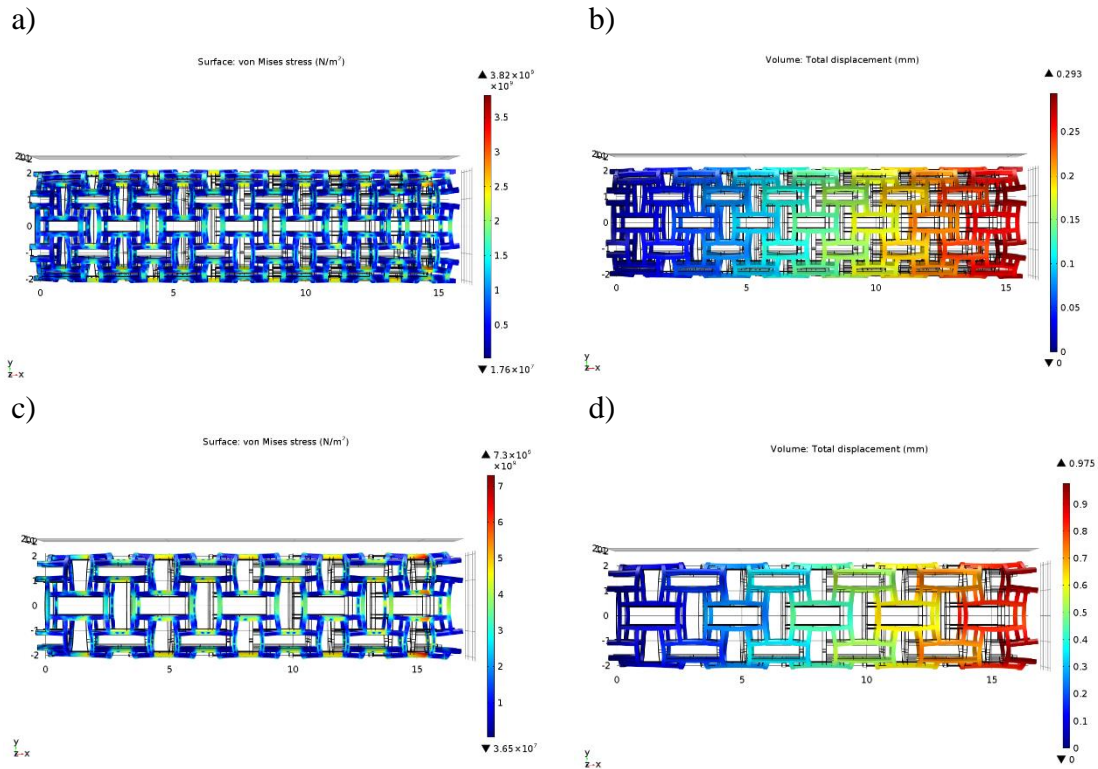


b)

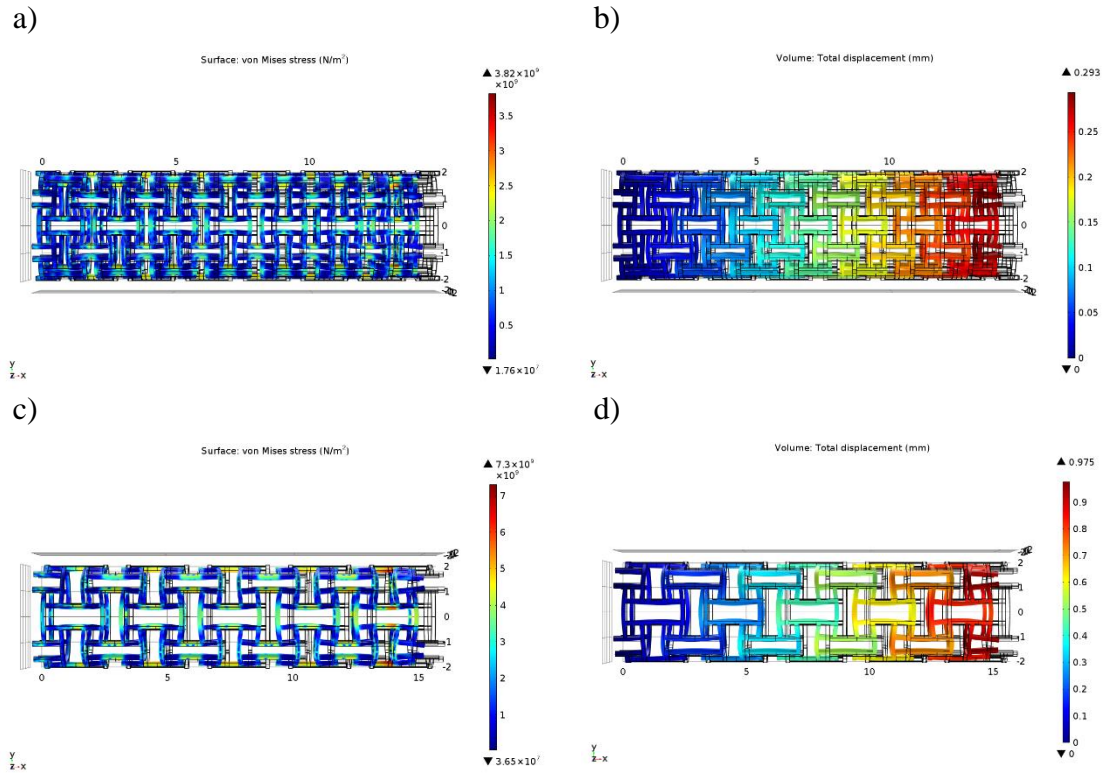


Rys. 8.8. Miejsca zamocowania warunków brzegowych dla prób rozciągania, ściskania i zginania stentów auksetycznych: a) miejsca zamocowania utwierdzeń, b) miejsca zamocowania sił.

Na następnych rysunkach widnieje graficzne przedstawienie wyników symulacji stentów o strukturach auksetycznych o różnym zagęszczeniu komórek elementarnych. Rysunek 8.9 zawiera wyniki symulacji stentów poddanych rozciąganiu. Rysunek 8.10 przedstawia wyniki symulacji ściskania dla badanych stentów. Wszystkie rysunki składają się z czterech podpunktów. Podpunkty a) i b) dotyczą stentu auksetycznego o większym zagęszczeniu struktury, natomiast podpunkty c) i d) stentu auksetycznego o mniejszym zagęszczeniu. Podpunkty a) i d) obrazują rozmieszczenie naprężeń von Misesa występujących w stencie w momencie działania siły. Z kolei podpunkty b) i d) prezentują rozmieszczenie występujących przemieszczeń całkowitych. Wybrano płaszczyznę XY, która pozwala na obserwację zmian badanych parametrów w zależności od odległości elementów od utwierdzenia obiektu.



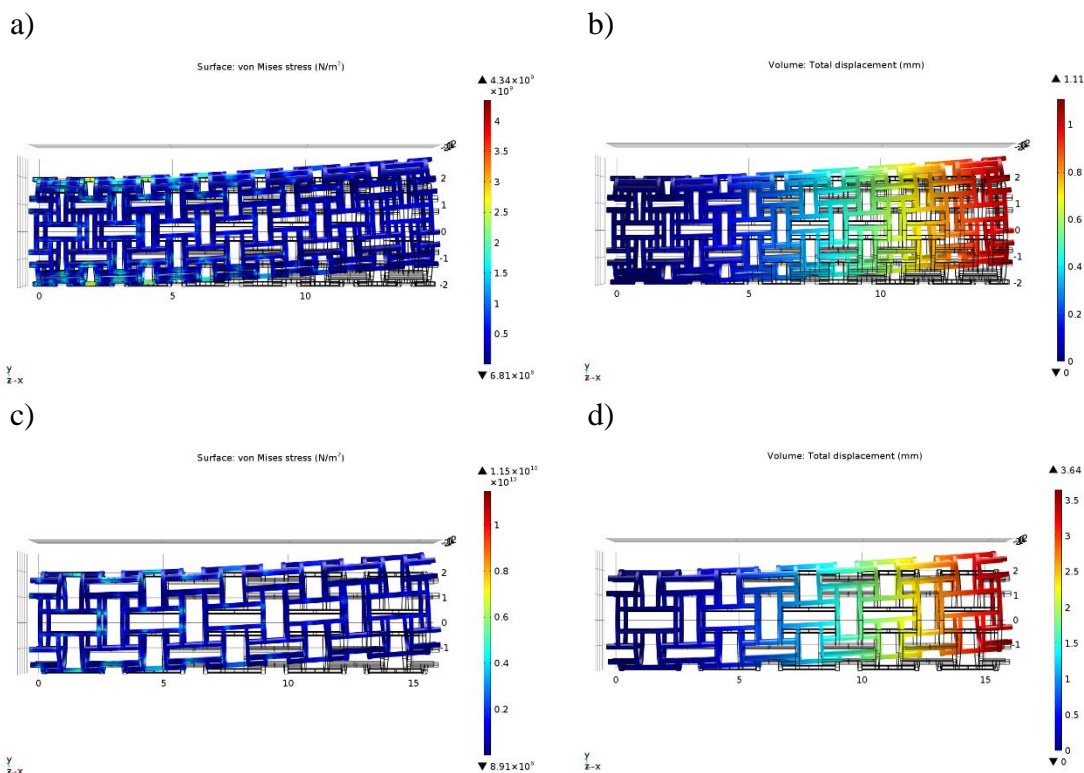
Rys. 8.9. Wyniki symulacji rozciągania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu.



Rys. 8.10. Wyniki symulacji ściskania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu..

W przypadku badania zginania stenty utwierdzone są na jednym końcu, a siła zamocowana jest na przeciwnym końcu stentu 8.8, niezmiennie jak w badaniu rozciągania i ściskania. W symulacji zginania zadaną wartością siły oddziałującej na stenty jest 10 N. Siła ta działa w osi Y, a jej zwrot jest dodatni.

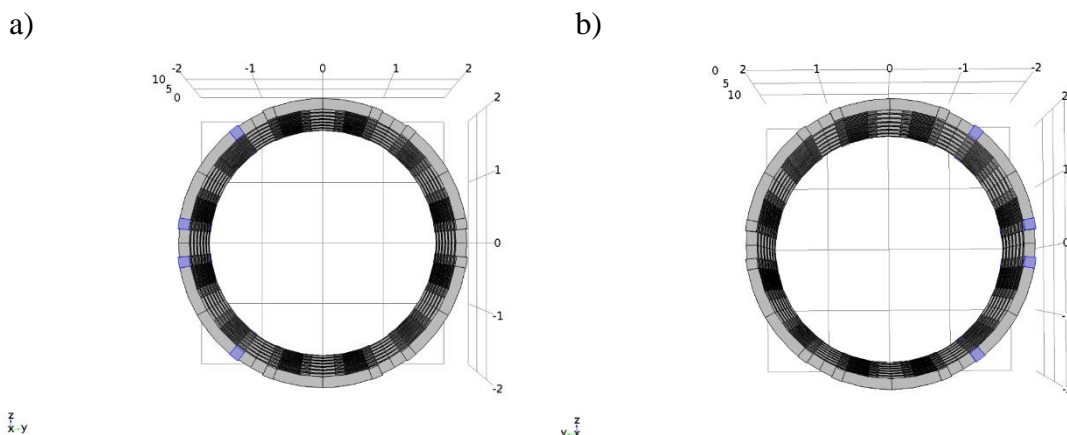
Rysunek 8.11 obrazuje wyniki symulacji zginania dla badanych stentów o strukturze auksetycznej. Jak w wcześniej opisanym przypadku wyniki są podzielone na cztery podpunkty, które w ten sam sposób obrazują naprężenia von Mises'a oraz przemieszczenia całkowite.



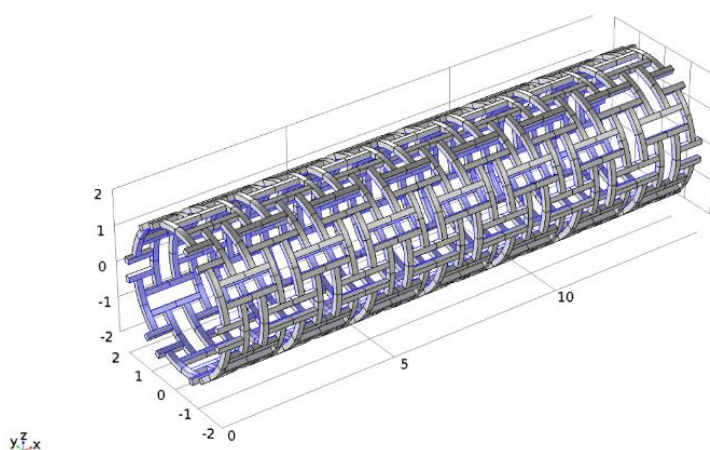
Rys. 8.11. Wyniki symulacji zginania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu.

8.2.2. Symulacja działania ciśnienia skurczowego

Symulacja działania ciśnienia na stent została przeprowadzona w sposób tożsamy z opisanym w podrozdziale 8.1.2. Miejsca utwierdzenia stentu prezentuje rysunek 8.12. Za obszar działania sił uznano całą wewnętrzną powierzchnię stentu, co przedstawione jest na rysunku 8.13.

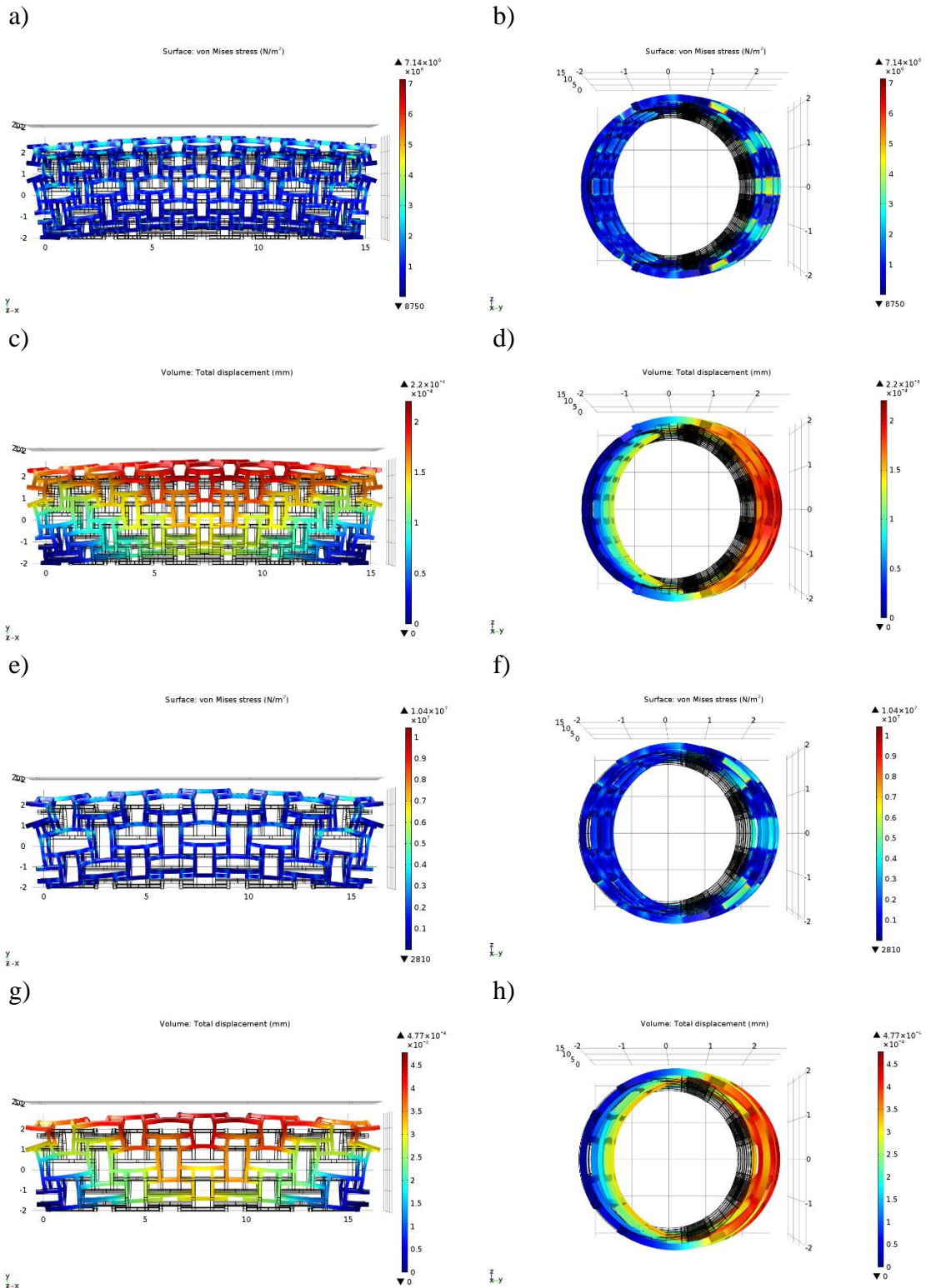


Rys. 8.12. Miejsca zamocowania utwierdzeń dla symulacji działania ciśnienia skurczowego w stentach auksetycznych: a) utwierdzenie pierwszego końca, b) utwierdzenie drugiego końca.



Rys. 8.13. Zaznaczona powierzchnia wewnętrzna stentu auksetycznego, na którą działa symulowane ciśnienie skurczowe.

Otrzymane wyniki prezentuje rysunek 8.14. Analogicznie do wcześniej opisanych badań i w tym wypadku wyniki są podzielone na podpunkty. Podpunkty a), b), c) i d) prezentują wyniki graficzne dla stentu o większym zagęszczeniu struktury. Kolejne podpunkty e), f), g) i h) obrazują wyniki graficzne dla stentu klasycznego o mniejszym zagęszczeniu struktury. Rzut z płaszczyzny XY przedstawia zmiany wartości badanych parametrów w zależności od odległości od utwierdzenia, a rzut YZ ukazuje zmiany, jakie zachodzą na obwodzie średnicy stentu.



Rys. 8.14. Wyniki symulacji rozciągania obejmujące naprężenia von Mises'a i przemieszczenia całkowite, rzuty w płaszczyźnie XY: a), b) stent o strukturze auksetycznej o większym zagęszczeniu; c), d) stent o strukturze auksetycznej o mniejszym zagęszczeniu.

9. Podsumowanie wyników

W poniższych tabelach 9.1-9.3 zostały zebrane maksymalne wyniki naprężeń oraz przemieszczeń dla każdego ze stentów. Wyniki symulacji rozciągania i ściskania nie powielano, ponieważ wyniki są ze sobą tożsame.

Tab. 9.1. Maksymalne wartości naprężeń i przemieszczeń dla rozciągania i ściskania.

	Stent klasyczny		Stent auksetyczny	
	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury
Naprężenia von Misesa [N/m^2]	$5,13 \times 10^8$	$8,74 \times 10^8$	$3,82 \times 10^9$	$7,3 \times 10^9$
Przemieszczenia całkowite [mm]	$0,0282 \times 10^{-2}$	$0,0457 \times 10^{-2}$	0,293	0,975

Tab. 9.2. Maksymalne wartości naprężeń i przemieszczeń dla zginania.

	Stent klasyczny		Stent auksetyczny	
	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury
Naprężenia von Misesa [N/m^2]	$1,84 \times 10^9$	$4,45 \times 10^9$	$4,34 \times 10^9$	$1,15 \times 10^{10}$
Przemieszczenia całkowite [mm]	0,541	1,76	1,11	3,64

Tab. 9.3. Maksymalne wartości naprężeń i przemieszczeń dla symulacji ciśnienia skurczowego.

	Stent klasyczny		Stent auksetyczny	
	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury	o większym zagęszczeniu struktury	o mniejszym zagęszczeniu struktury
Naprężenia von Misesa [N/m^2]	$9,04 \times 10^5$	$1,65 \times 10^6$	$7,14 \times 10^6$	$1,04 \times 10^7$
Przemieszczenia całkowite [mm]	$1,26 \times 10^{-5}$	$3,78 \times 10^{-5}$	$2,2 \times 10^{-4}$	$4,77 \times 10^{-4}$

10. Wnioski

Analiza numeryczna, w tym MES, pozwala na rozwiązanie wielu problemów inżynierskich. Umożliwia optymalizację projektów przy minimalizacji kosztów i nakładu materiału. Wykorzystanie analiz zapobiega awariom, zwiększa bezpieczeństwo i komfort użytkowania.

Na podstawie tabeli 6.2 stwierdzono, że największą całkowitą liczbę elementów posiada model stentu auksetycznego o większym zagęszczeniu komórek elementarnych. Posiada on również największą objętość, a co za tym idzie i masę, co potwierdza tabela 6.3.

Wyniki graficzne stentów auksetycznych przedstawionych w rozdziale 8, wykazują strukturę o ujemnym współczynniku Poissona. Świadczy o tym fakt, że w momencie rozciągania, zwiększają one swoje wymiary poprzeczne, natomiast podczas ściskania je zmniejszają. To zjawisko nie występuje w przypadku badania stentów klasycznych, charakteryzujących się dodatnim współczynnikiem Poissona. Rozciągane, zmniejszają swoje wymiary poprzeczne, a ściskane, zachowują się odwrotnie. Warto zaznaczyć, że zarówno stent auksetyczne jak i klasyczne zostały zaprojektowane z użyciem materiału o dodatnim współczynniku Poissona – stali 316L (UNS-S31603, SUS 316L), dla której ten współczynnik wynosił 0,294.

Podczas badania ściskania i rozciągania stentów klasycznych największe naprężenia występują na elementach, ułożonych wzdłuż osi stentu. Związane jest to ze strukturą, z jakiej są zbudowane, gdyż naprężenia kumulują się tylko w jednej osi. Naprężenia w stencie auksetycznym są rozłożone na całą strukturę, co powoduje mniejsze maksymalne wartości lokalne w porównaniu do stentów o strukturze klasycznej. Zarówno w przypadku stentu klasycznego jak i auksetycznego stenty o przerzedzonej strukturze wykazywały większe wartości naprężenia. Wynika to z mniejszej objętości.

Stenty auksetyczne wykazały znacznie większą zdolność do odkształceń pod wpływem działania siły. W przypadku zginania ta sama wartość siły powodowała większe przemieszczenia całkowite dla stentów auksetycznych. Dzięki temu nie są problematyczne w ustawianiu ich w odpowiedniej pozycji, czasem nawet nietypowej np. w zakrętach, czy rozwidleniach naczyń krwionośnych.

W symulacji działania ciśnienia krwi na stenty, dzięki rozmieszczeniu sił na całkowitej powierzchni wewnętrznej, uzyskano zasymulowane warunki działania skurczowego ciśnienia krwi na stent. Przepływ krwi w ciele człowieka i związane z tym ciśnienie jest warunkiem zewnętrznym, występującym w docelowej lokalizacji stentu. Obie struktury nie wykazały

znaczących naprężeń i przemieszczeń pod wpływem działania ciśnienia krwi. Jest to wynik korzystny, gdyż wartość skurczowego ciśnienia krwi u zdrowego człowieka nie wpływa znacząco na pełnione funkcje.

Bibliografia

- [1] Z. Paszenda. *Stenty w kardiologii interwencyjnej*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej. Gliwice, 2013.
- [3] J. Marciniak, Z. Paszenda, W. Walke, M. Kaczmarek, J. Tyrlik-Held, W. Kajzer. *Stenty w chirurgii małoinwazyjnej*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej. Gliwice, 2006.
- [10] K.J. Filipiak, M. Grabowski. *Repetitorium z kardiologii. Koszyki pytań do egzaminu specjalizacyjnego. Tom 2*. Via Medica, Gdańsk 2013: 397–401.
- [11] W. Kochman. *Bifurkacja - odbicie rzeczywistości fraktalnej*. Kardiologia Polska. Gdańsk. 2012.
- [12] J. Marciniak. *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej. Gliwice, 2013.
- [13] B. Świeczko-Żurek. *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej. Gdańsk, 2009.
- [14] J. Chłopek. *Biomateriały kompozytowe. Kompozyty*. Częstochowa, 2009.
- [15] E. Ziółko. *Podstawy fizjologii człowieka*. Oficyna Wydawnicza PWSZ w Nysie. Nysa. 2006.
- [16] K.E. Evans, A. Alderson. Auxetic Materials: Functional Materials and Structures from Lateral Thinking! *Adv. Mat.* 12, 617–28, 2000.
- [17] M. Bilski. *Badania współczynnika Poissona mikroskopowych modeli materiałów za pomocą symulacji komputerowych*. Rozprawa doktorska. Politechnika Poznańska, 2020.
- [18] X. Ren, R. Das, P. Tran, T. Duc Ngo, Y. Min Xie. Auxetic metamaterials and structures: A review. *Smart Mater. Struct.* 27. 2018.
- [19] Y. Kim, K.H.Son, J.W.Lee. Auxetic Structures for Tissue Engineering Scaffolds and Biomedical Devices. *Materials*. 14. 2021.
- [20] F. Scarpa. Auxetic materials for bioprotheses. *IEEE Signal Process. Mag.* 25, 126-28. 2008.
- [21] A. Alderson, J. Rasburn, S. Ameer-Beg, P. G. Mullarkey, W. Perrie, K. E. Evans. An auxetic filter: a tuneable filter displaying enhanced size selectivity or defouling properties. *Ind. Eng. Chem. Res.* 39, 3, 654–65. 2000.

- [22] B. Xu, F. Arias, S. T. Brittain, X.-M. Zhao, B. Grzybowski, S. Torquato, G. M. Whitesides. Making negative Poisson's ratio microstructures by soft lithography. *Adv. Mater.* 11, 14, 1186-89. 1999.
- [23] K. Bertoldi, P. M. Reis, S. Willshaw, T. Mullin. Negative Poisson's ratio behavior induced by an elastic instability. *Adv. Mater.* 22, 3, 361-6. 2010.
- [24] J. Sikora. *Numeryczne metody rozwiązywania zagadnień brzegowych. Podstawy metody elementów skończonych i metody elementów brzegowych.* Politechnika Lubelska. Lublin, 2011.
- [25] P. Borkowski, G. Krzesiński, P. Marek, T. Zagrajek. *Metody elementów skończonych w mechanice materiałów i konstrukcji Rozwiązywanie wybranych zagadnień za pomocą systemu ANSYS.* Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej. Warszawa, 2022.
- [26] M. Astriab, T. Stręk. *Właściwości mechaniczne lejów protezowych z warstwami wzmacniającymi.* Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej. Poznań, 2021.
- [27] J. Maciejewska, M. Kowalczyk. *Zastosowanie materiałów i struktur w projektowaniu protez.* Praca magisterska, Politechnika Poznańska, 2020
- [28] Z. Wang, C. Luan, G. Liao, J. Liu, X. Yao, J. Fu. Progress in Auxetic Mechanical Metamaterials: Structures, Characteristics, Manufacturing Methods, and Applications. *Adv. Eng. Mater.* 2020 .
- [29] I. Masłowska-Lipowicz, Ł. Wyrębska, B. Szalek, P. Olszewski, R. Gajewski. Materiały auksetyczne - struktury, potencjalne zastosowanie. *Technologia i Jakość Wytrobów.* 65. 2020.

Netografia

- [2] https://www.mp.pl/pacjent/badania_zabiegi/164306,przezskorne-interwencje-wiencowe, dostęp dnia 09.11.2023
- [4] <https://www.incathlab.com/en/equipment/13-stents/94-coronary-balloon-expandable-stents/65-multi-link-vision-coronary-stent-system>, dostęp dnia 14.11.2023
- [5] https://www.cookmedical.com/products/di_for418_webds/, dostęp dnia 14.11.2023
- [6] <https://hammer.pl/product/evolution-samorozprezalny-nitinolowy-stent-z-kontrolowanym-uwalnianiem/#>, dostęp dnia 14.11.2023
- [7] https://hammer.pl/product/evolution-samorozprezalny-stent-do-drog-zolciowych/?fbclid=IwAR2BANQFLujn_kkF9XcLksjOeZ0TyBiEQKSVU-EGpyu7c6m1pKoVwF9D7eo#prettyPhoto/0/, dostęp dnia 14.11.2023

[8] <https://sonologic.pl/produkty/stenty-oskrzelowo-tchawicze-carina-y/>, dostęp dnia 14.11.2023

[9] <https://www.nhlbi.nih.gov/>, dostęp dnia 14.11.2023