

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA
INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA
MODELOWANIE I SYMULACJA ZAGADNIENÍ BIOMEDYCZNYCH



PROJEKT

**ANALIZA MATERIAŁÓW STOSOWANYCH
NA STENTY (MP35N, STAL 316L)**

Wykonali:

Zofia Cybulska
Monika Lemańska

Prowadzący:

dr inż. Tomasz Stręk

Rok akademicki 2015/2016

Spis treści

| | |
|--|---|
| 1. Wstęp teoretyczny | 3 |
| 1.1. Stenty BMS - zbudowane wyłącznie z metalu | 3 |
| 1.2. Stenty DES – uwalniające leki antymiotyczne..... | 3 |
| 1.3. Stenty biodegradowalne..... | 3 |
| 1.4. Bazowy podział stentów | 4 |
| 1.5. -Stenty kardiologiczne | 5 |
| 1.6. -Stenty przełykowe | 5 |
| 1.7. -Stenty tchawicze | 6 |
| 1.8. Stenty urologiczne | 7 |
| 1.9. Wymagania stawiane stentom: | 7 |
| 1.10. Materiały na stenty: | 8 |
| 1.11. Stale Cr-Ni-Mo..... | 8 |
| 1.12. Stopy z pamięcią kształtu..... | 9 |
| 1.13. Powłoki hydroksyapatytowe | 9 |
| 1.14. Implantacja stentu i postępowanie po wszczepieniu..... | 9 |
| 1.15. Występujące możliwe powikłania po implantacji | 11 |
| 2. Model matematyczny: | 11 |
| 2.1. Warunki | 11 |
| 3. Analiza przeprowadzona w programie | 12 |
| 3.1. Przygotowanie do analizy | 12 |
| 3.1.1. Model..... | Błąd! Nie zdefiniowano zakładki. |
| 3.1.2. Parametry | 12 |
| 3.1.3. Wiązania | 13 |
| 3.2. Analiza – MP35N stop z pamięcią kształtu | 15 |
| 3.3. Analiza – stal 316L | 16 |
| 3.4. Podsumowanie wyników | 16 |

1. Wstęp teoretyczny

Pod pojęciem stentu rozumiemy protezę umiejscawianą w świetle naczyń o kształcie niewielkiej sprężynki. Rusztowanie, zbudowane z falowanych drucików zapewnia stentom wysoką elastyczność i ma za zadanie zapobiegać zwężaniu się światła naczyńia celem właściwego przepływu krwi. Rozróżniamy trzy główne rodzaje stentów: wykonane z części metalowych (BMS - bare-metal stent), stenty uwalniające leki antymiotyczne (DES – drug-eluting stent) pierwszej i drugiej generacji oraz stenty biodegradowalne.

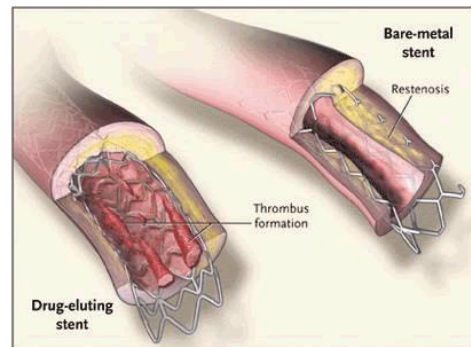
1.1. Stenty BMS - zbudowane wyłącznie z metalu

Na stenty BMS używa się stop z podwyższoną zawartością kobaltu i chromu do angioplastyki wieńcowej czy w przypadku krytycznego zamykania się tętnicy wieńcowej.

1.2. Stenty DES – uwalniające leki antymiotyczne

W przypadku stentów DES rozróżniamy budowę jako polimer zawierający lek o określonym działaniu, a także człon metalowy, który stanowi podłoże go doprowadzające.

Wśród leków wyróżniamy: leki immunosupresyjne stosowane również w transplantologii, analogi leków immunosupresyjnych oraz leki cytostaticzne. Poza hamowaniem podziału komórek lub uszkodzaniu jąder komórkowych leki uwalniane ze stentów są silnymi czynnikami przeciwzapalnymi i ingerują w toczący się proces zapalny.



Rys. 1. Porównanie stentu DES i BMS, <http://www.pages.drexel.edu/>

1.3. Stenty biodegradowalne

Cechą stentu biodegradowalnego jest jego degradacja, po spełnieniu zakładanej funkcji, bez wystąpienia szkód dla organizmu, jak może zdarzyć się w przypadku stentu metalowego. Jednak, aby można było stent określić mianem biodegradowalnego, musi on posiadać szereg określonych niżej cech:

- materiał, z którego jest wykonany, ale także produkty jego degradacji muszą być biokompatybilne, co oznacza tyle, że muszą być zgodne z materiałem tkankowym występującym w organizmie;

- stent musi pozostać nieodkształcalny przez minimum 6 miesięcy od jego implementacji w organizmie, a całkowita jego degradacja powinna nastąpić w okresie 12-18 miesięcy od zabiegu;
- po biodegradacji elementy stentu nie mogą pozostawać w naczyniu
- stent musi być odpowiednio zaimplementowany, tak aby nie mógł się przemieścić, a jedynie był podatny na ruchy skurczowe i rozkurczowe ścian naczynia;
- widoczny w badaniu rentgenowskim

Stenty biodegradowalne dzielimy na: złożone z nieorganicznych biopolimerów lub z metalu podlegającego biokorozji.

1.4. Bazowy podział stentów

Stenty możemy podzielić ze względu na:

- postać konstrukcyjną
 - siateczkowate (mesh stent)
 - rurowe z nacięciami (slotted tube)
 - w kształcie zwoju (coil)
 - pierścieniowe (ring)
 - kombinowane
- sposób implantacji
 - samorozprężalne – w trakcie implementacji stent jest złożony, natomiast po zagnieżdżeniu się w ścianach naczynia ulega rozprężeniu
 - rozprężone na baloniku
- kształt
 - „I” zakładane w prostych odcinkach naczyń wieńcowych
 - „T” zakładane w miejscach, gdzie naczynia łączą się ze sobą prostopadle
 - „Y” w rozgałęzieniach naczyń wieńcowych
- miejsce implantacji
 - przełykowe
 - kardiologiczne
 - tchawicze
 - urologiczne

1.5. -Stenty kardiologiczne

Najczęstszym materiałem, z którego wykonane są stenty kardiologiczne jest stal Cr-Ni-Mo, choć zdarzają się również wykonane ze stopu Ti-Ni wykazujących efekt pamięci kształtu i nadsprężystości. Najbardziej popularne i najszerzej stosowane są stenty wieńcowe, których średnica zmienia się w zakresie od 2 do 5 mm, a długość waha się w granicach od 6 do 33mm.

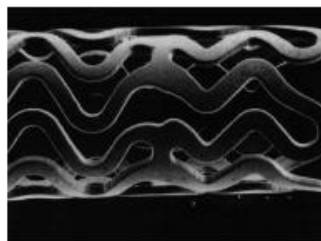
Kardiolodzy zgadzają się, iż optymalny stent powinien być elastyczny, łatwy do implantacji, nieprzepuszczający promieniowania oraz nie powodować zakrzepów.[3]

Wyróżniamy następujące rodzaje stentów:

- Siateczkowe (mesh stents)
- Rurkowe z nacięciami (slotted-tube stents)
- W kształcie zwoju (coil stents)
- Pierścieniowe (ring stents)



a)



b)



c)



d)

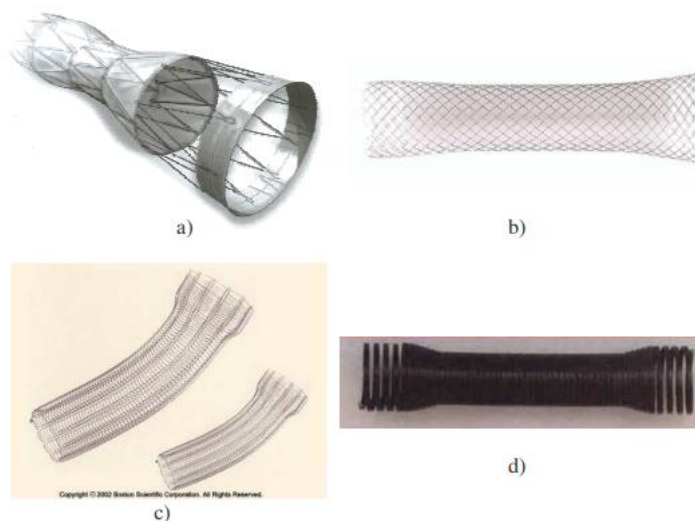
Rys. 2. Rodzaje stentów wieńcowych: a) siateczkowe, b) rurkowe z nacięciami, c) w kształcie zwoju, d) pierścieniowe, M. Kaczmarek, J.Tyrlik-Held, Z. Paszenda, J. Marciniak „Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym”

1.6. -Stenty przełykowe

Stenty przełykowe najczęściej stosuje się przy nieoperacyjnych nowotworach przełyku i jego łagodnych zwężeniach, nie obciążają stanu ogólnego pacjenta i zapewniają trwały efekt. Obecnie zastosowanie znalazły dwa rodzaje stentów :

- stenty konwencjonalne (polimerowe),
- stenty metalowe wytwarzane ze stali Cr-Ni-Mo lub stopów z pamięcią kształtu.

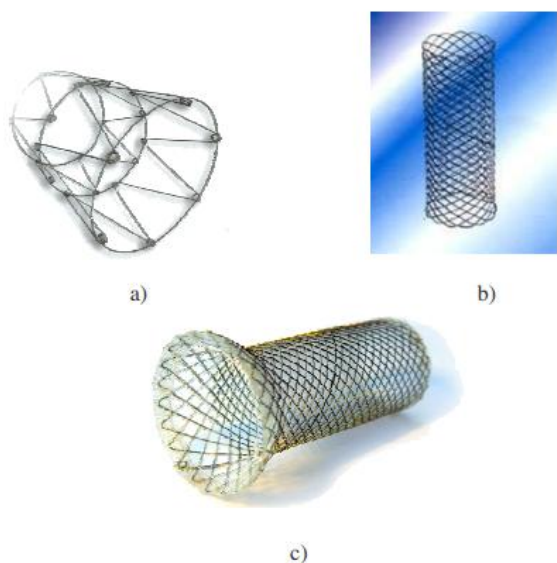
Średnica stentu polimerowego nie zmienia się, więc należy poszerzyć światło przełyku przy aplikacji. Przy stentach metalowych nie ma takiej konieczności. [3]



Rys. 3. Przykłady stentów przełykowych: a) Z-stent, b) Wallstent, c) Ultraflex, d) Escophacoil, M. Kaczmarek, J.Tyrlik-Held, Z. Paszenda, J. Marciniak „Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym”

1.7. -Stenty tchawicze

Stenty tchawicze stosowane są przy paliatywnym leczeniu nowotworu w przypadkach , gdzie operacja nie przynosi zadowalającego efektu. Najczęściej aplikowane są sztywne stenty silikonowe oraz metalowe samorozprężalne, pokrywane silikonem lub poliuretanem o średnicach 8-16 mm i długości 26 – 49 mm. Przewagą metalowych nad silikonowymi stentami jest między innymi łatwość implantowania przy znieczuleniu miejscowym, elastyczność, która umożliwia dostosowanie stentu do kształtu oskrzela raz dobra tolerancja przez pacjentów.[3]



Rys. 4. Przykłady stentów tchawiczych: a) Z-stent, b) Flextent, c) Silky Stent, M. Kaczmarek, J.Tyrlik-Held, Z. Paszenda, J. Marciniak „Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym”

1.8. Stenty urologiczne

Stenty urologiczne stosuje się w leczeniu zwężeń cewki moczowej oraz łagodnych lub nowotworowych zwężeń moczowodów.

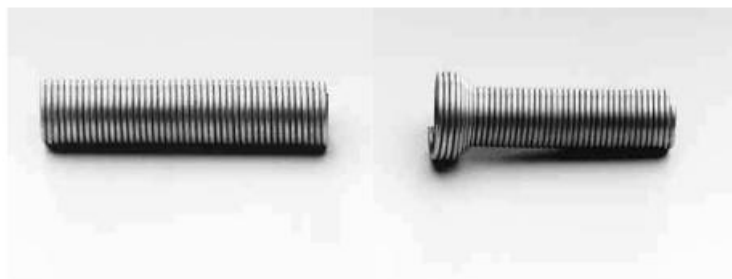
Stenty do utrzymania drożności cewki moczowej dzieli się na:

- zakładane na stałe – o konstrukcji siatkowej, metalowe – wytwarzane ze stali Cr-Ni-Mo, stopów z pamięcią kształtu lub poliuretanowe.
- zakładane czasowo – stanowią najczęściej stosowaną grupę, najpopularniejszym typem jest stent stalowy pokryty cienką warstwą 24k złota, które zmniejsza odczyny. [3]

Stenty wykorzystywane w zwężeniach moczowodowych wykonywane są z tworzyw sztucznych lub stopów metali. Długość tych stentów waha się w granicach 260 - 300 mm, natomiast średnica zmienia się w przedziale od 3 do 8 Fr.



a)



b)

Rys. 5. Przykłady stentów urologicznych: a) UroLume, b) Memokath – wykonany ze stopu z pamięcią kształtu: stan początkowy i po rozprężeniu, M. Kaczmarek, J. Tyrlik-Held, Z. Paszenda, J. Marciniak „Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym”

1.9. Wymagania stawiane stentom:

- dobra sprężystość
- niskie opory ruchu podczas implantowania
- mały profil w postaci nierozprężonej
- nieprzepuszczalność promieniowania

- antyzakrzepowość
- niezawodność rozprężania
- hemokompatybilność
- dobre własności reologiczne

1.10. Materiały na stenty:

Rusztowanie:

- nitinol
- platyna / iryd
- tantal
- kobalt
- złoto
- stopy kobaltu
- tytan

Powłoki:

- diamentowe (DLC)
- ze złota
- polimerowe (polimery naturalne i sztuczne)
- hydroksyapatyt

1.11. Stale Cr-Co-Mo

Stale Cr-Co-Mo są powszechnie stosowanymi biomateriałami, z których wytwarzane są implanty dla chirurgii rekonstrukcyjnej i zabiegowej. Stale te dobrze spełniają wymagania dotyczące odporności na korozję, związaną ściśle z biotolerancją w tkankach i płynach ustrojowych, nie wykazują działania toksycznego oraz reakcji immunologicznych i alergicznych.

Drobnoziarnistość oraz niski poziom zanieczyszczeń wtrąceniami niemetalicznymi zapewniają dobrą wytrzymałość i ciągliwość stali, a także zmniejszają podatność na pękanie, szczególnie w implantach o niewielkich przekrojach poprzecznych.

Szczególną kwestią w jakości implantów jest niedopuszczalna obecność w ich strukturze faz ferromagnetycznych, a więc martenzytu i ferrytu δ . Fazy te w środowisku tkankowym implantu, jako substancje o cechach ferromagnetycznych, nie pozostają bez wpływu na zachodzące w nim procesy elektromagnetyczne.

1.12. Stopy z pamięcią kształtu

MP35N, jako stop o pamięci kształtu, ma zbliżoną odporność korozyjną i biotolerancję jak stopy chromowo-molibdenowe. Ich zastosowanie wymaga ukształtowania struktur (chemicznej i fazowej), aby uzyskać powtarzalny zakres temperatur charakterystycznych przemian fazowych w przedziale użytecznym i bezpiecznym przy implantowaniu do tkanek. Implanty odzyskują swój kształt. Powrót implantu do kształtu pierwotnego zachodzi w temperaturze ciała pacjenta (około 37 stopni Celsjusza). Przez polerowanie czy pasywację elektrochemiczną możemy uzyskać właściwe struktury.

1.13. Powłoki hydroksyapatytowe

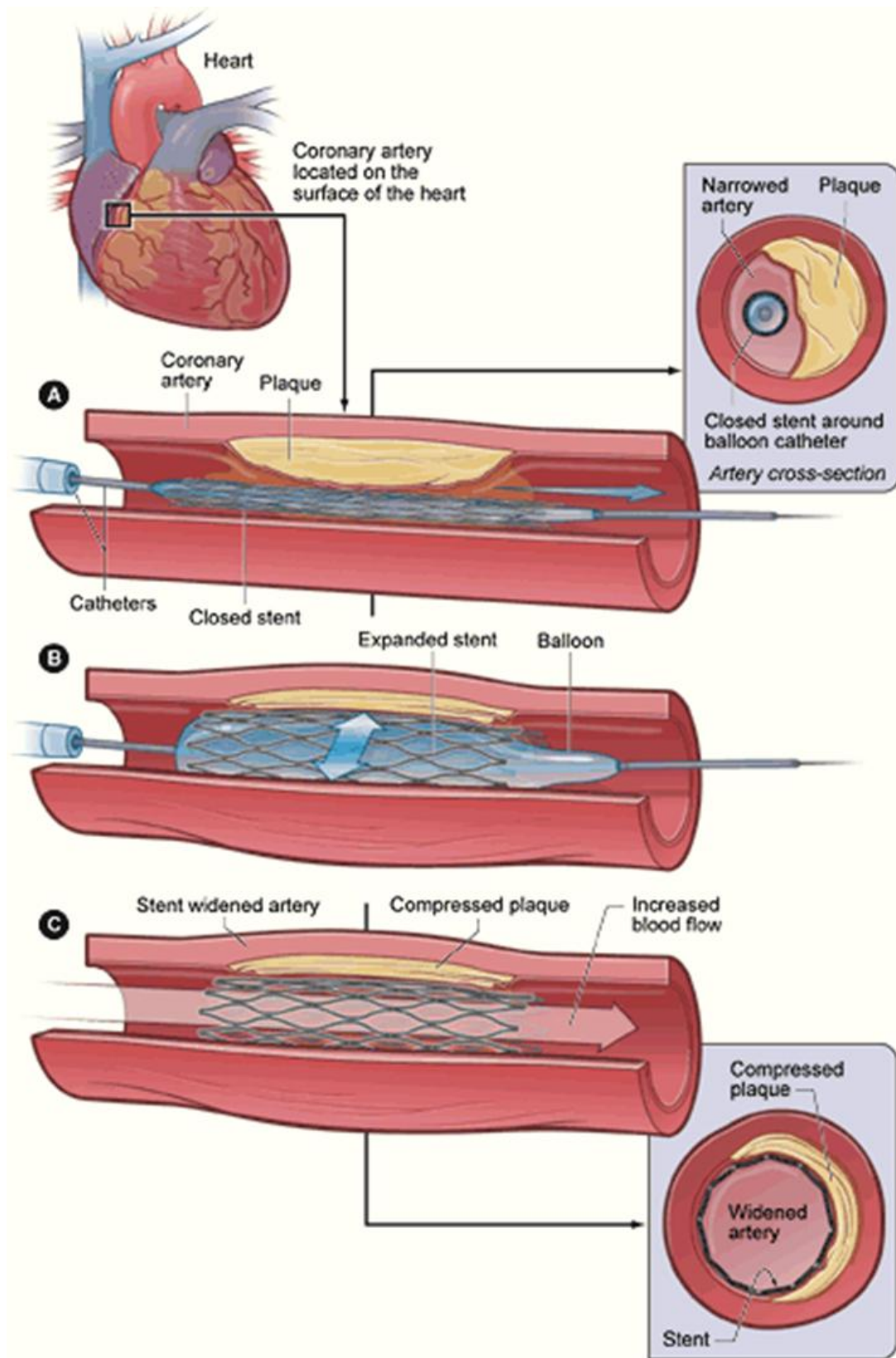
Przyczyniają się do uzyskania szybkiej integracji stentów z ludzkim ciałem, nie wywołując reakcji obronnej organizmu. Warstwa powłoki ma za zadanie wytrzymać naprężenia związane np. z rozkładaniem się stentu wewnątrz naczynia. Im mniejsza grubość, tym mniejsza porowatość, stąd też używanie powłok jest mało efektywną metodą.

1.14. Implantacja stentu i postępowanie po wszczepieniu

Implantacja stentu rozpoczyna się poprzez wprowadzenie cewnika zakończonego niewielkim balonem, na który nałożony jest stent, na przykład do tętnicy wieńcowej poprzez nakłucie tętnicy biodrowej, ramiennej lub promieniowej. Balonik ten, poza utrzymywaniem stentu, umożliwia jednocześnie udrożnienie tętnicy, zgniatając blaszkę miażdżycową zwężającą jej światło.

Cały zabieg trwa około 30 minut. Wykonuje się go w pracowni radiologicznej, monitorując na bieżąco położenie stentu w naczyniu wieńcowym. Gdy stent zostanie już wprowadzony do docelowego fragmentu tętnicy, rozpręża się balon, wprowadzając do niego płyn izotoniczny lub powietrze pod ciśnieniem 6-16 atmosfer (nie dotyczy stopów z pamięcią kształtu, które same się rozprężają). Następnie usuwa się cewnik, pozostawiając sam stent. Zwężenie znika zazwyczaj zupełnie.

Po zabiegu chory pozostaje przez kilkanaście godzin w pozycji leżącej. Miejsce wkłucia w pachwinie pozostaje uciśnięte i odpowiednio zabezpieczone przed krwawieniem. Pacjent może opuścić szpital zazwyczaj już następnego dnia.



Rys. 6. Implantacja stentu na baloniku,

Ilość wizyt kontrolnych ustala się indywidualnie, jednak w ciągu pierwszego roku muszą być one stosunkowo częste, gdyż jest to najbardziej kluczowy okres w działaniu stentu. W zależności od rodzaju stentu oraz obecności innych wskazań prowadzona jest terapia uzupełniająca. Jeżeli pacjent jest po ostrym zespole wieńcowym stosuje się przez 12 miesięcy podwójną terapię przeciwpłytkową. Podobne postępowanie jest po zastosowaniu stentu DES. Chorzy ze stabilną dusznicą bolesną, którym wszczepiono stent metalowy (BMS), są wyjątkiem od tego postępowania, gdyż podwójną terapię można zakończyć już po miesiącu. Natomiast każdy pacjent do końca swojego życia nie może zrezygnować z przyjmowania kwasu acetylosalicylowego, tak by zminimalizować ryzyko wykrzepienia krwi na powierzchni stentu.

1.15. Występujące możliwe powikłania po implantacji

- Zakażenie wirusem HIV lub zapalenia wątroby,
- Krwawienie lub krwiak w miejscu wkłucia do tętnicy – wymagające niejednokrotnie operacji,
- Niedokrwienie mięśnia sercowego, zawał serca,
- Ostra niewydolność nerek lub też zaostrzenie niewydolności nerek (powikłanie po podaniu kontrastu),
- Reakcja alergiczna na kontrast konieczny do wykonania arteriografii – pokrzywka, swędzenie, duszności, drgawki, a w skrajnych przypadkach zatrzymanie akcji serca
- Ostra niewydolność oddechowa – może wymagać wielodniowej terapii przy pomocy respiratora i tracheotomii (wprowadzenia rurki inkubacyjnej do tchawicy),
- Zapalenie płuc
- Zakrzepica żył głębokich i zator tętnicy płucnej,
- Krwawienie z przewodu pokarmowego – często związane z koniecznością podawania leków przeciwkrzepliwych,
- Śmierć –skutek wymienionych powikłań lub też niewydolności różnych narządów

2. Model matematyczny:

2.1. Warunki

Relacja pomiędzy naprężeniem a odkształceniem tkanki oraz określenie wpływu odkształcenia ściany przewodu na przepływ krwi to najważniejsze aspekty pracy nad działaniem stentu w organizmie ludzkim. Siły powstałe w wyniku obciążenia, jak również siły zewnętrzne, są siłami wynikającymi z reakcji więzów. W wyniku działania tychże sił, elementy konstrukcyjne mogą ulegać deformacji, co jest zjawiskiem niepożądanym.

Stan tychże deformacji przez odkształcenie liniowe ε :

$$\varepsilon = \lim_{L \rightarrow 0} \frac{\Delta L}{L}$$

Równania różniczkowe opisujące geometrię naczynia krwionośnego:

$$u\nabla^2 u + (\lambda + u)\nabla(\nabla \cdot u) + F = 0$$

$$u\nabla^2 u + (\lambda + u) \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + F_x = 0$$

$$u\nabla^2 v + (\lambda + u) \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + F_y = 0$$

$$u\nabla^2 w + (\lambda + u) \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + F_z = 0$$

Model stentu poddano obciążeniom typowym dla warunków panujących podczas zabiegu implantacji. Ich celem było ustalenie przydatności zaprojektowanej konstrukcji oraz ukazanie możliwych błędów w geometrii.

Do badania wybrano dwa materiały: MP35N, który jest stopem Cr-Co-Mo oraz stal 316L. W tabeli poniżej znajdują się podstawowe, charakteryzujące je parametry.

Tab. 1. Własności stopu MP35N stali 316L

| Własności fizyczne | MP35N | 316L |
|-----------------------------------|-------------|-----------|
| gęstość [g/cm ³] | 6.45 – 6.50 | 8.00 |
| wytrzymałość na rozciąganie [MPa] | 665 | 500 - 700 |
| Granica plastyczności | 450 | 240 |
| Wydłużenie [%] | 8 | 40 |

3. Analiza przeprowadzona w programie

3.1. Przygotowanie do analizy

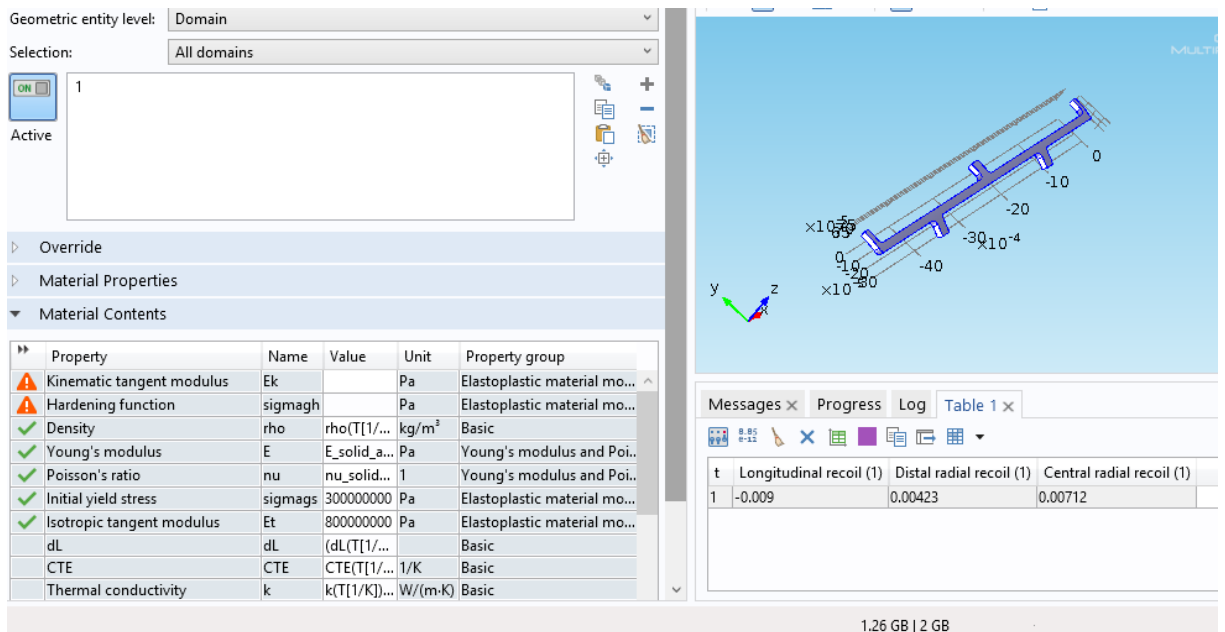
Model biomedical_stent.mph został znaleziony w bibliotece w programie COMSOL Multiphysics.4.4 i to na nim wykonano dalszą analizę. Badanie polega na poddaniu ciśnieniu zewnętrznemu i analizie deformacji w trakcie aplikacji stentu kardiologicznego.

3.1.2. Parametry

Uzupełniono parametry badania:

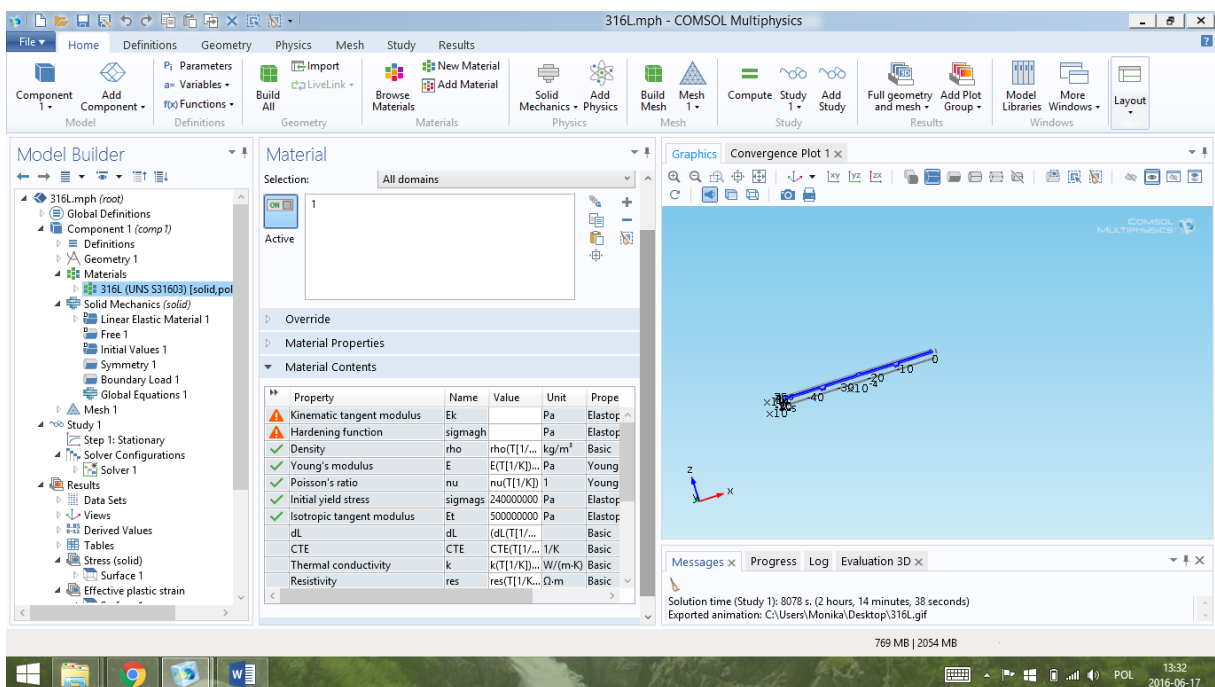
Wartość obciążeń:

Materiały analiza 1.:



Rys. 10. Parametry materiału 1. (MP35N)

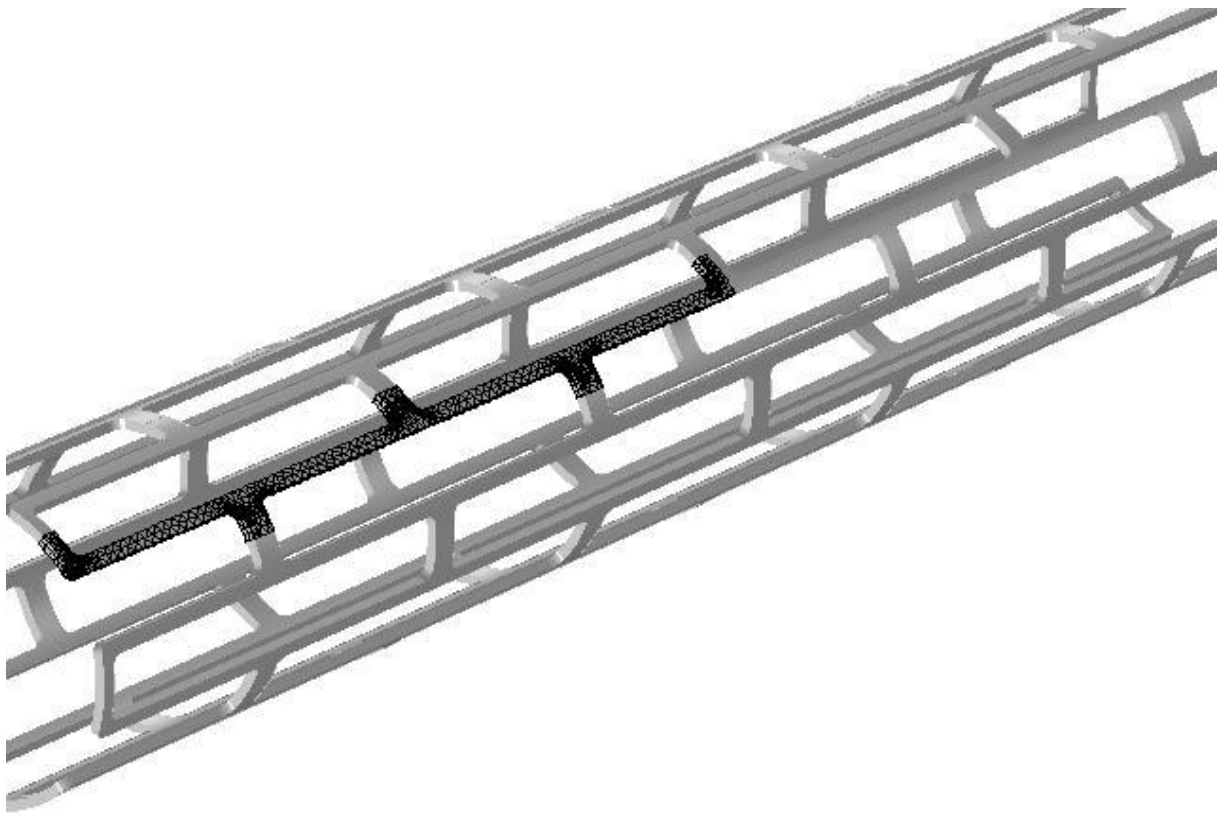
Materiały analiza 2.:



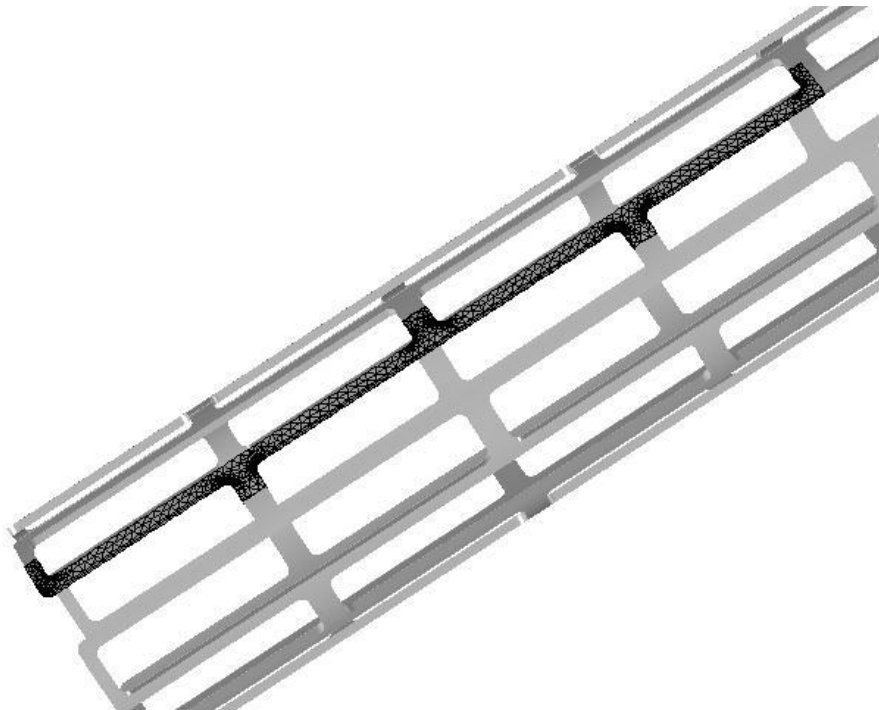
Rys. 11. Parametry materiału 2. (stal 316L)

3.1.3. Wiązania

Następnie dodano siatkę MESH aby podzielić model na czworościany.



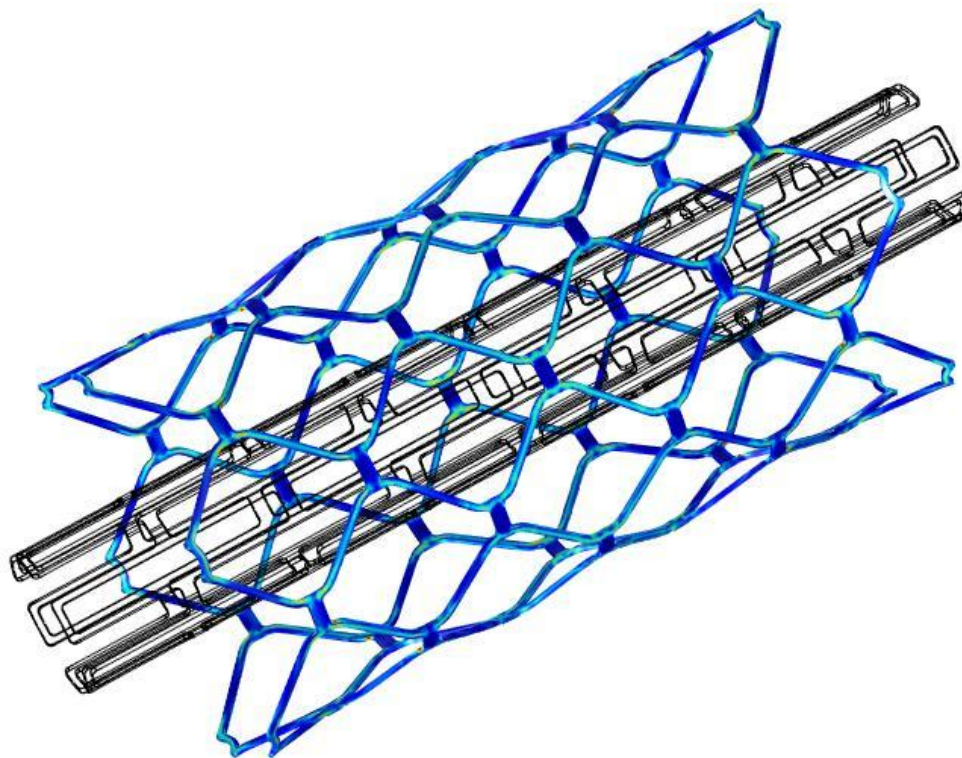
Rys. 12. Siatka MESH 316L



Rys. 13 Siatka MESH MP35N

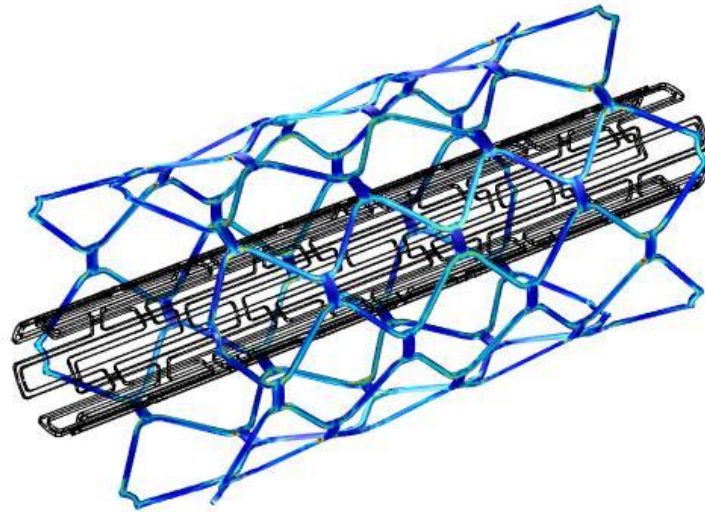
3.2. Analiza – MP35N stop z pamięcią kształtu

Dla tak przygotowanego modelu program przeprowadził obliczenia, których rezultat pokazuje rysunek 14.



Rys. 14. Wizualizacja naprężeń działających na stent ze stopu MP35N z pamięcią kształtu

3.3. Analiza – stal 316L



Rys.15. Wizualizacja naprężeń działających na stent ze stopu 316L

3.4. Rozwiązanie zadania:

The screenshot displays the COMSOL Multiphysics interface for a model named 'biomedical_stent.mph'. The 'Stationary Solver' window is active, showing the following solver configuration and results:

- Stationary Solver**
 - Compute to Selected = Compute
 - Continuation solver
 - Nonlinear solver
 - Number of degrees of freedom solved for: 38851 (plus 286524 internal DOF)
 - Continuation parameter $t = 0$.
 - Non-symmetric matrix found.
 - Scales for dependent variables:
 - Displacement field (Material) (compl.u): $7.9e-006$
 - Pressure (compl.ODE1): $1e+006$

| Iter | ErrEst | Damping | Stepsize | #Res | #Jac | #Sol | LinErr | LinRe |
|------|------------|-----------|----------|------|------|------|-------------|-----------|
| 1 | 0.039 | 1.0000000 | 0.48 | 2 | 1 | 2 | $2.29e-007$ | $4.4e-01$ |
| 2 | $1.8e-005$ | 1.0000000 | 0.036 | 3 | 2 | 4 | $5.9e-008$ | $1.1e-01$ |

| Iter | ErrEst | Damping | Stepsize | #Res | #Jac | #Sol | LinErr | LinRe |
|------|---------|-----------|----------|------|------|------|------------|-----------|
| 1 | 0.118 | 1.0000000 | 0.52 | 5 | 3 | 6 | $3.6e-009$ | $5.1e-01$ |
| 2 | 0.0078 | 1.0000000 | 0.056 | 6 | 4 | 8 | $5.5e-008$ | $3.9e-01$ |
| 3 | 0.0012 | 1.0000000 | 0.023 | 7 | 5 | 10 | $4.2e-007$ | $1.1e-01$ |
| 4 | 0.00011 | 1.0000000 | 0.0018 | 8 | 6 | 12 | $1.3e-007$ | $6.4e-01$ |

| Iter | ErrEst | Damping | Stepsize | #Res | #Jac | #Sol | LinErr | LinRe |
|------|--------|-----------|----------|------|------|------|------------|-----------|
| 1 | 0.11 | 1.0000000 | 0.34 | 10 | 7 | 14 | $1.6e-007$ | $4.1e-01$ |
| 2 | 0.023 | 1.0000000 | 0.23 | 11 | 8 | 16 | $6e-008$ | $1e-01$ |
| 3 | 0.0032 | 0.4133544 | 0.061 | 13 | 9 | 19 | $2.6e-007$ | $4.7e-01$ |
| 4 | 0.0024 | 1.0000000 | 0.037 | 14 | 10 | 21 | $1.6e-007$ | $6.7e-01$ |
| 5 | 0.0066 | 0.5678209 | 0.012 | 15 | 11 | 23 | $5.5e-008$ | $4.2e-01$ |
| 6 | 0.0021 | 1.0000000 | 0.01 | 16 | 12 | 25 | $5.6e-008$ | $5.4e-01$ |
| 7 | 0.0003 | 1.0000000 | 0.0035 | 17 | 13 | 27 | $7e-007$ | $5.6e-01$ |

Continuation parameter $t = 0.0275$.

The Graphics window shows a 'Convergence Plot 1' with a blue background and a 3D model of the stent structure. The Messages window at the bottom right displays the following data:

| t | Longitudinal recoil (1) | Distal radial recoil (1) | Central radial recoil (1) |
|---|-------------------------|--------------------------|---------------------------|
| 1 | -0.009 | 0.00423 | 0.00712 |

Rys.16. Zrzut ekranu z rozwiązanego zagadnienia

3.5. Podsumowanie wyników

Tab. 2. Maksymalne wartości dla badanych materiałów

| | Maksymalna wartość naprężeń [Pa] | Maksymalna wartość odkształceń [m] |
|---------------------------|----------------------------------|------------------------------------|
| MP35N z pamięcią kształtu | 1,328e5 | 2,9e-7 |
| Stal 316L | 1,328e5 | 5,9e-8 |

4. Wnioski:

Stenty wieńcowe naczyniowe umożliwiają leczenie choroby wieńcowej, reparacji naczyń i utrzymania w nich swobodnego przepływu krwi. Stosować je można również w układach: pokarmowym, oddechowym i moczowym. Stenty są też nośnikami substancji działających w miejscu implementacji. Stenty wykonane z materiałów biodegradowalnych, które uwalniają leki, poprawiają skuteczność i bezpieczeństwo pacjentów, u których są stosowane.

Z analizy wynika, że odkształcenia stentu wykonanego ze stali 316L są mniejsze niż stentu wykonanego z MP35N. Pomimo tego częściej korzysta się ze stentów MP35N, ze względu na łatwość implantacji oraz na większą odporność korozyjną. Ponadto stop z pamięcią kształtu pozwala na większą dowolność geometrii. Wyniki analizy pokazują, że pod wpływem obciążenia z zewnątrz, które miało symulować nacisk ścian naczynia krwionośnego, odkształcenie modelu w żaden sposób nie wpłynęło na jego prawidłową pracę.

5. Bibliografia

1. M. Ilnicka, M. Wawrzyńska, D. Biały, „*Biodegradowalne stenty wieńcowe - przegląd*”
2. M. Kaczmarek, J. Tyrlik-Held, Z. Paszenda, J. Marciniak „*Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym*”,
3. <http://content.onlinejacc.org/>
4. <http://mech.pg.edu.pl/>
5. [http:// euromedic.com.pl/](http://euromedic.com.pl/)
6. [http:// gcm.pl/](http://gcm.pl/)