



## BADANIE DOŚWIADCZALNE I NUMERYCZNE MECHANICZNYCH WŁASNOŚCI IMPLANTÓW WEWNĄTRZNACZYNIOWYCH (STENTÓW)

K. Włodarczyk<sup>1</sup>, J. Awrejcewicz, M. Bąkała,

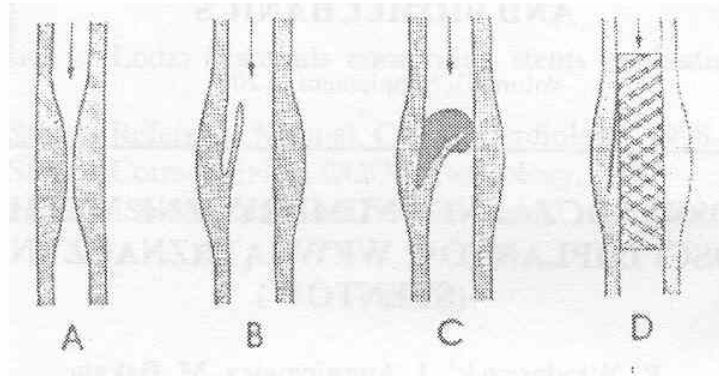
**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych i obliczeń numerycznych mechanicznych własności implantów wewnątrznacyniowych (stentów) stosowanych w leczeniu choroby niedokrwiennej serca. Podczas modelowania oddziaływania naczynia krwionośnego na stent wykorzystano Metodę Elementów Skończonych (MES). Eksperyment został wykonany na stanowisku stacjonarnym odwzorowującym nacisk naczynia krwionośnego na stent. Jako materiał, z którego w skali 10:1 został wykonany stent, przyjęto stal chirurgiczną 316 L.

**Słowa kluczowe:** biomechanika, stenty

### 1. WSTĘP

Choroby układu krążenia stanowią najczęstszą przyczynę zgonów w Polsce. Wśród nich zasadniczą rolę odgrywa choroba naczyń wieńcowych zwana chorobą niedokrwinną serca. Istnieją różne metody leczenia choroby niedokrwiennej serca. Wyróżnia się leczenie zachowawcze (zmiana trybu życia, farmakoterapia) oraz leczenie inwazyjne (pomostowanie naczyń wieńcowych – wszczepienie tzw. by – passów i angioplastyka naczyń wieńcowych przy użyciu balona – PTCA (Percutaneous Transluminal Coronary Ballon Angioplasty)) [6], [5]. Przewłóknienie naczyń wieńcowych (PTCA) dokonała przełomu w leczeniu choroby niedokrwiennej serca. Dała ona lekarzom, a przede wszystkim chorym, możliwość skutecznego i szybkiego inwazyjnego leczenia choroby niedokrwiennej serca bez konieczności użycia krążenia pozaustrojowego oraz otwierania klatki piersiowej, a więc eliminując główne niedogodności leczenia chirurgicznego. Jednak zabiegi PTCA, jak wykazało doświadczenie, mają swoje istotne ograniczenia oraz są obciążone zarówno powikłaniami, jak i występowaniem restenozy, czyli nawrotu zwężenia w miejscu poszerzonym [5], [4]. Dopiero wprowadzenie do powszechnego użycia stentów, co odbyło się głównie w latach 1993 – 1995, zmieniło zasadniczo ten obraz [3], [1]. Stent stanowi rodzaj rusztowania przedstawione na rys. 1, które wszczepia się w miejsce krytyczne zwężonego odcinka w celu podparcia ścian naczynia i poszerzenia jego światła.

<sup>1</sup> Katedra Atuomatyki i Biomechaniki, Stefanowskiego 1/15, 90-924 Łódź, Polska,  
e – mail: [awrejcew@ck-sg.p.lodz.pl](mailto:awrejcew@ck-sg.p.lodz.pl)



Rys. 1. Działanie stentu zastosowanego w celu leczenia powikłań po zabiegu PTCA [8].

- A – zwężona tętnica wieńcowa;  
 B - po poszerzeniu balonikiem widoczny jest odwarstwiony płat błony wewnętrznej tętnicy (dysekcja ściany);  
 C – wpuklający się do światła tętnicy płat błony wewnętrznej powoduje narastanie skrzepiny, co prowadzi do zamknięcia światła naczynia i rozwoju świeżego zawału serca;  
 D – stent wciska odwarstwiony fragment błony wewnętrznej w ścianę tętnicy i przywraca szerokie światło naczynia.

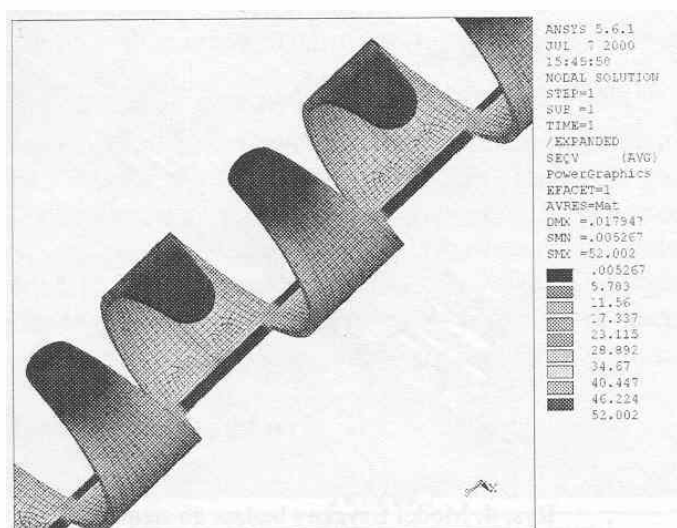
Stenty dokonały jakościowego przełomu w zabiegach przezskórnego poszerzania tętnic wieńcowych. Ich skuteczność w leczeniu ostrego zamknięcia tętnicy wieńcowej sięga 97% [2]. Natomiast liczba pilnych operacji pomostowania aortalno – wieńcowego uległa redukcji o 50 – 100%, co znacznie zmniejszyło koszty leczenia.

### 1.1. Budowa modelu numerycznego.

Do zbudowania modelu numerycznego wykorzystano specjalistyczne oprogramowanie w postaci pakietu programu Metody Elementów Skończonych ANSYS. Stent zamodelowano z elementów typu SHELL 93 (przestrzenne, 8 – węzłowe), a naczynie z elementów CONTA 170 i CONTA 174 (przestrzenne, 8 – węzłowe). Założono również, że naczynie zaczyna cyklicznie naciskać na stent z ciśnieniem  $p=250$  mm Hg, co odpowiada 33330 Pa (przyjęto zapas bezpieczeństwa równy 3), ciśnienie oddziaływania naczynie – stent jest równe  $p=83,9$  mmHg. Jako materiał z którego został wykonany wyżej wymieniony stent przyjęto stal chirurgiczną 316 L.

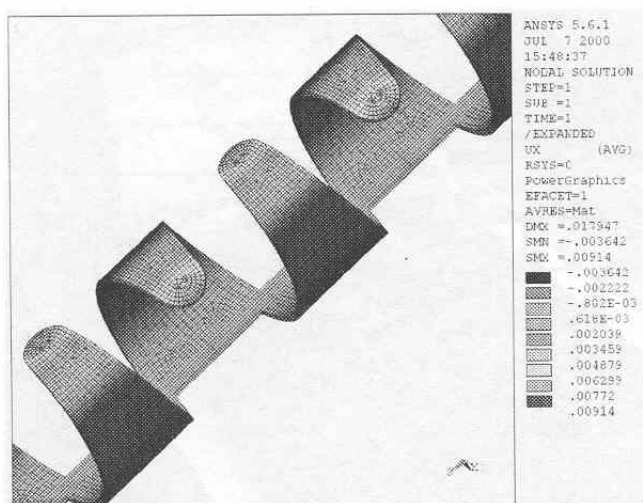
### 1.2. Wyniki symulacji numerycznej

W wyniku obliczeń numerycznych uzyskano dane na temat poziomu naprężeń i przemieszczeń w stanie kontaktu sprężystego naczynie – stent (patrz rys. 2 i rys. 3).



Rys. 2. Naprężenia zredukowane według hipotezy von Misesa.

Jak wynika z rysunku 2 największe naprężenia w stencie „pełnym” występują w miejscu połączenia „listka” z poprzeczką i wynosi ono 52.002 MPa.

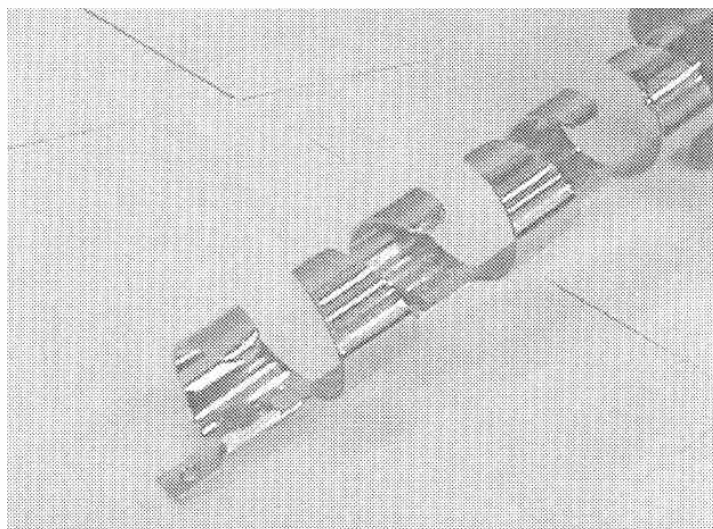


Rys. 3. Przeszyczenia w kierunku osi x.

Największe przemieszczenia stentu występują na wierzchołku „listka”. Wartość przemieszczenia zmniejsza się wraz ze wzrostem wymiaru poprzecznego listka, aż do osiągnięcia minimalnej wartości w miejscu połączenia z poprzeczką.

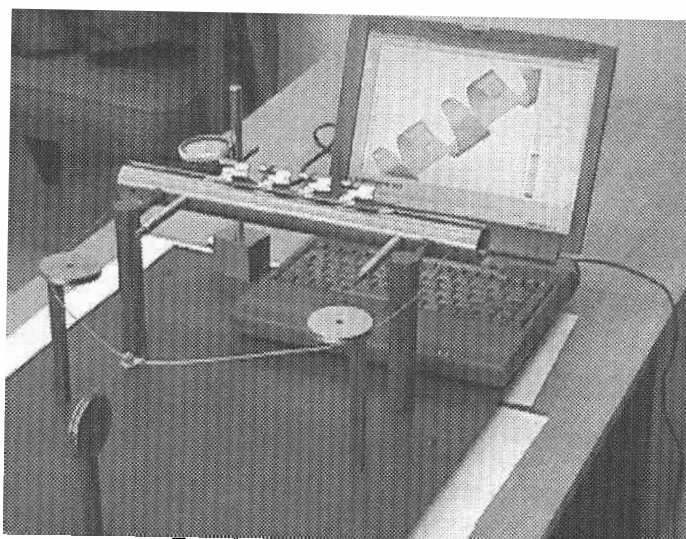
### 1.3. Badania na stanowisku doświadczalnym.

W celu sprawdzenia poprawności modelu numerycznego zaprojektowano i wykonano stanowisko do badania przemieszczeń w implantach (rys.5). W badaniach tych wykorzystano 10- krotnie powiększony implant (rysunek 4), wykonany ze stali 316 L.



Rys. 4. Model fizyczny badanego stentu

Przeprowadzone badania eksperymentalne mają na celu jedynie wyznaczenie charakterystyki obciążenie – przemieszczenie i ustalenie przy jakich obciążeniach implanty pracują w zakresie liniowo - sprężystym.



Rys. 5. Ogólny widok stanowiska

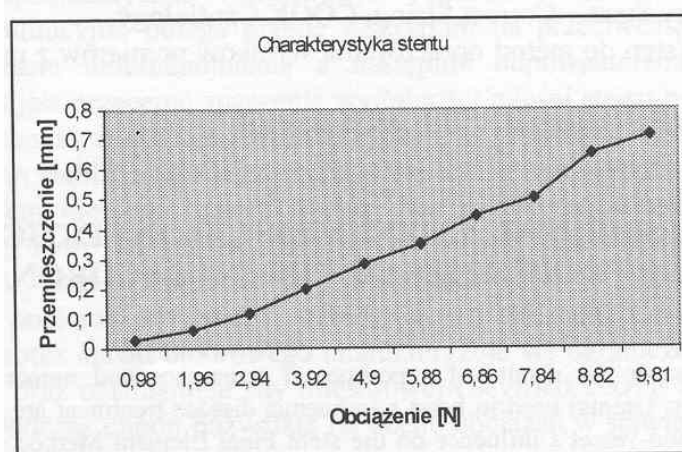
Wykonane modele stentów mają zwiększone dziesięciokrotnie wymiary geometryczne ze względu na łatwiejszą technologię wykonania i możliwość przeprowadzenia badań eksperymentalnych. Biorąc pod uwagę fakt, iż zarówno badania stanowiskowe jak i numeryczne odbywają się w granicach sprężystości, to przy zachowaniu proporcji, zmiana wymiarów nie ma wpływu na jakość wyników. Eksperyment pokazał, że pod wpływem obciążenia ciśnieniem wywołanym przez nacisk naczynia, konstrukcja ma charakterystykę liniową. Oznacza to, że nie popełniono błędu podczas tworzenia modelu numerycznego. W celu zobrazowania liniowego przebiegu charakterystyki obliczono współczynnik korelacji liniowej. Wartość krytyczna zmiennej  $t$  Studenta odczytana z tablicy dla poziomu istotności  $\alpha=0,01$  i  $k = n - 2 = 8$  stopni swobody wynosi  $t_{8,0,01}=3,3554$  [7]. Zachodzi więc relacja  $t > t_{8,0,01}$ , zatem możemy powiedzieć, że z prawdopodobieństwem wystąpienia błędu wynoszącym 1% istnieje

korelacja liniowa pomiędzy rozpatrywanymi wartościami. Stosując drugi sposób przy założonym poziomie istotności  $\alpha=0.01$  odczytujemy wartość krytyczną współczynnika korelacji  $\rho_{8;0.01}=0,765$ , czyli  $|\rho_{8;0.01}| < |r|$ . Z porównania wynika, że wartość krytyczna jest mniejsza od wartości obliczeniowej, więc z ryzykiem popełnienia błędu nie większym niż 1% można stwierdzić istnienie korelacji liniowej pomiędzy wartościami przemieszczenia i obciążenia. Należy również zauważyć, że sam proces rozprężania stentu, w którym ma miejsce przekroczenie granicy plastyczności, ma jedynie wpływ na zmianę granicy plastyczności. Samo rozprężanie nie ma więc istotnego wpływu na poziom naprężeń w implancie przy obciążeniu ciśnieniem wywołanym naciskiem naczynia, jeżeli obciążenie nie będzie większe od granicy plastyczności, która wynosi 130 MPa.

#### 1.4. Wyniki badań eksperymentalnych.

*Tabela 1*

Obciążenie [N]	Przemieszczenie [mm]
0,98	0,025
1,96	0,06
2,94	0,115
3,92	0,2
4,9	0,28
5,88	0,35
6,86	0,44
7,84	0,5
8,82	0,65
9,81	0,71



Rys. 6. Charakterystyka stentu

Wyniki badań doświadczalnych przedstawione w tabeli 1 oraz na rys. 6, wskazują na możliwość aproksymacji liniowej.

## 2. WNIOSKI:

Z przeprowadzonej symulacji numerycznej wynika, że podczas oddziaływania naczyń na stent można założyć, że implant pracuje w zakresie liniowo – sprężystym, charakteryzuje się również dość wyrównanym poziomem naprężeń, co jest istotne ze względu na zmęczeniowy charakter pracy endoprotezy.

Wykorzystanie metod numerycznych i technik komputerowych do modelowania zjawisk zachodzących w ludzkim organizmie jest coraz bardziej powszechne i daje coraz lepsze rezultaty. W przypadku badań dotyczących serca ludzkiego symulacje numeryczne są niekiedy jedynymi możliwymi do przeprowadzenia. W przypadku stentów wieńcowych pozwalają one określić poziom naprężeń i przemieszczeń, a co za tym idzie – wytrzymałość zmęczeniową. Symulacje komputerowe dostarczają badaczom informacji, które mogą być użyteczne w uzyskaniu optymalnych kształtów konstrukcji implantów. Następnie tak skonstruowany implant może być poddany testom na maszynach zmęczeniowych, badaniom na zwierzętach, a następnie implantowany do ludzkich naczyń wieńcowych.

## LITERATURA

1. Awrejcewicz J., Włodarczyk K.: Biomechaniczne aspekty leczenia choroby niedokrwiennej serca z zastosowaniem stentów, Konferencja Biomechanika – modelowanie, metody komputerowe, eksperymenty i zastosowania biomedyczne, str. 15-21, Łódź, grudzień 1998.
2. Materiały firmy COOK – Instrukcja implantowania stentów wieńcowych GR II, Coronary Stenting – Advanced Techniques and New Developments.
3. Brzostek T.: Stenty w chorobie niedokrwiennej serca, Kardiologia Polska Nr 45, str. 541-545, 1996.
4. Materiały Akademii Medycznej w Łodzi, dotyczące implantowania stentów. Zakład Hemodynamiki.
5. GR II Coronary Stent – Reference Manual, COOK Cardiology.
6. GR II Coronary Stent – Correct Sizing, COOK Cardiology.
7. Telejko T.: Wstęp do metod opracowania wyników pomiarów z przykładami, Kraków 1999.
8. Medipress Kardiologia vol.5, No.1, pp. 5-9, 1998.

## EXPERIMENTAL AND NUMERICAL INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF THE INTRACORONARY STENTS.

**Abstract:** In this paper the results of experimental researches and numerical investigations of intravascular implants (stents) used in heart's ischaemia disease treatment are presented. During the modelling of the blood-vessel's influence on the stent Final Element Method (FEM) was used. The experiment has been carried out on the stationary stage modelling a pressure of the blood-vessel for the stent. The surgical steel 316 L was taken as the stent material.