

Test optymalizacji ażurowej konstrukcji cylindrycznej z wykorzystaniem narzędzi LS-Opt i HyperMesh

Łukasz Mazurkiewicz [lukasz.mazurkiewicz@op.pl]
Jerzy Małachowski [jerzy.malachowski@gmail.com]

Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna,
Warszawa

STRESZCZENIE

Stent kardiochirurgiczny jest to niewielka wewnątrz naczyniowa konstrukcja cylindryczna służąca do leczenia zmienionych miażdżycowo naczyń krwionośnych. Głównym problemem podczas projektowania takiego typu sprzętu medycznego jest dobranie optymalnej geometrii wyrobu tak, aby pojawiające odkształcenia i naprężenia były jak najmniejsze. W wyniku przeprowadzenia procedury optymalizacji otrzymano optymalną wartość zmiennej kształtu, co skutkowało obniżeniem wartości odkształceń plastycznych o ok. 20% w porównaniu z konstrukcją bazową.

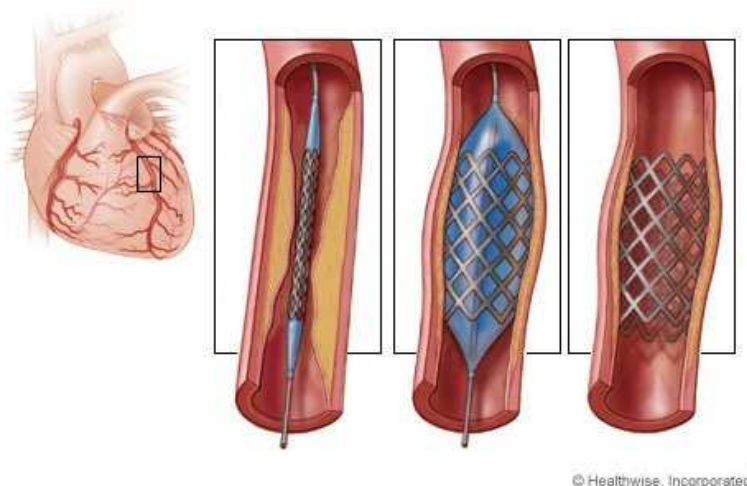
WPROWADZENIE

Rzeczony nowoczesnych technik komputerowego wspomagania obliczeń inżynierskich (CAE) pozwala na znaczne poszerzenie zakresu stosowania inżynierii mechanicznej. Jednym z obszarów zastosowania są badania numeryczne niewielkich implantów wewnątrz naczyniowych, jakimi są stenty kardiochirurgiczne.

Stent kardiochirurgiczny jest to wewnątrz naczyniowa ażurowa konstrukcja walcowa o niewielkich rozmiarach służąca do leczenia chorób układu krwionośnego człowieka. Stenty stosuje się głównie po zabiegu angioplastyki tętnic, rzadziej do ratowania rozdartego od środka naczynia krwionośnego.

Angioplastyka jest metodą leczenia miażdżycy naczyń krwionośnych polegającą na poszerzeniu i udrożnieniu zwężonych tętnic. Podczas zabiegu zwanego inaczej „balonikowaniem” poprzez nakłucie w tętnicy udowej wprowadza się do tętnicy giętki przewód zakończony specjalnym balonikiem. Po dotarciu do miejsca, które ma być poszerzone do balonika zostaje doprowadzony płyn pod bardzo dużym ciśnieniem. W wyniku tego balonik rozpręża się naczynie zostaje poszerzone, przywrócony zostaje prawidłowy przepływ krwi. Niewątpliwą zaletą angioplastyki jest fakt, że w porównaniu ze skomplikowaną operacją typu by-pass, stosuje się jedynie miejscowe znieczulenie, do przeprowadzenia zabiegu wystarcza niewielkie nakłucie odpowiedniej tętnicy, a czas trwania całego zabiegu wynosi jedynie 30-90 min. Wadą angioplastyki, szczególnie przy zaawansowanych zmianach miażdżycowych jest stosunkowo częste zapadanie się poszerzonej po zabiegu tętnicy zwane restenozą. Skutkiem restenozy jest ograniczenie bądź całkowite uniemożliwienie przepływu krwi, mogące prowadzić nawet do zgonu pacjenta. [1, 2, 3]

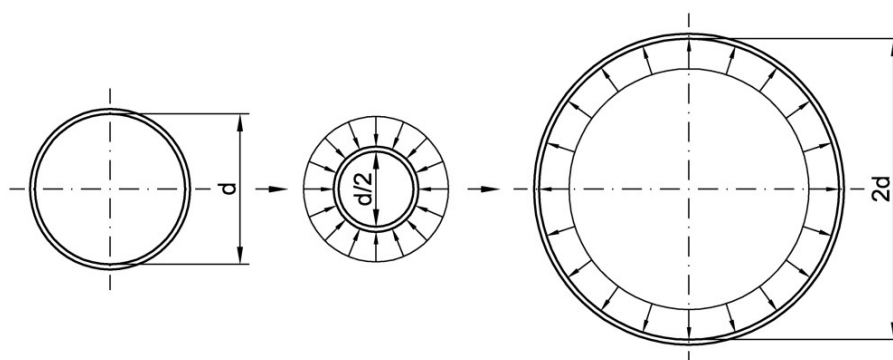
Obecnie w większości przypadków zabiegowi angioplastyki towarzyszy wprowadzenie stenta wewnątrz naczyniowego, który powoduje znaczne obniżenie ryzyka ponownego zwężenia się leczonej tętnicy z 30-40% do 10-15%. Stanowi on dodatkowe wzmocnienie tętnicy i pozwala na utrzymanie stałego, poprawnego przepływu krwi. Przebieg zabiegu implementacji stenta wewnątrz naczynia krwionośnego został schematycznie przedstawiony na rys. 1 [4, 5, 7].



Rys. 1. Przebieg procesu osadzenia stenta na tętnicy [6]

OPIS PROBLEMU

Z mechanicznego punktu widzenia stent poddawany jest bardzo dużym odkształceniom podczas osadzania w tętnicy. W celu wprowadzenia do organizmu jego średnica musi być zmniejszona dwukrotnie, a następnie po wprowadzeniu zwiększona do dwukrotnej wartości średnicy początkowej tak by stent mógł pełnić swoją funkcję (rys. 2). Pozostaje on trwale odkształcony i dochodzi do umocnienia plastycznego, a po zdjęciu obciążenia, stent jest on poddawany cyklicznie zmiennemu obciążeniu w postaci ciśnienia tętniczego i pracuje w zakresie sprężystym (efekt Bauschingera).



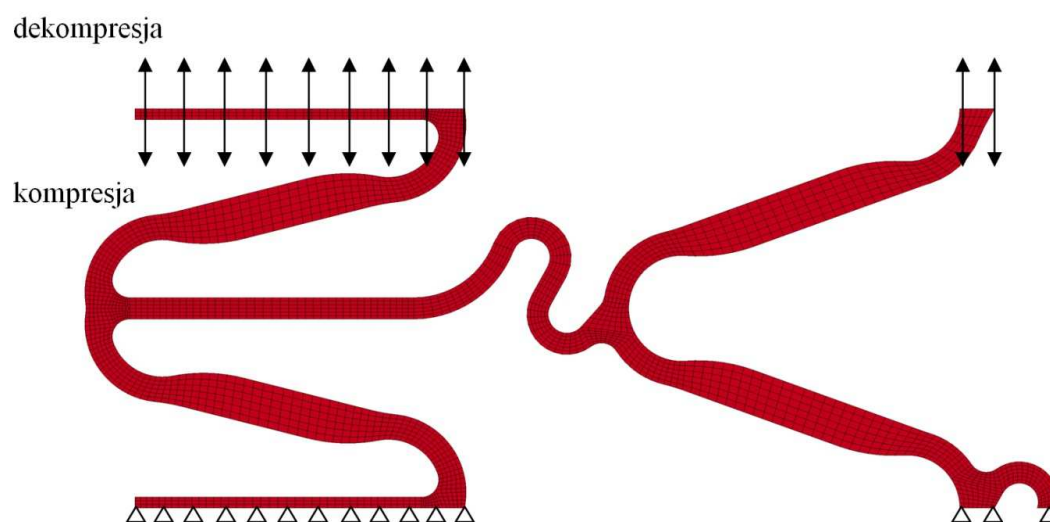
Rys. 2. Schemat obciążenia stenta podczas procesu implementacji w tętnicy: a) geometria początkowa, b) kompresja do średnicy $d/2$, i c) ekspansja do średnicy $2d$

Głównym problemem podczas projektowania takiego typu sprzętu medycznego jest dobranie optymalnej geometrii wyrobu tak, aby pojawiające się podczas implantacji i dalszej pracy odkształcenia i naprężenia były jak najmniejsze. W przypadku przekroczenia wartości dopuszczalnych może dojść do pęknięcia stenta. Skutkuje to przebiciem tkanki naczyniowej, a co za tym idzie wylewem krwi do wnętrza organizmu. Aby jednak stent został dopuszczony do pracy w organizmie człowieka musi być zagwarantowany jego minimalny 10 letni okres bezawaryjnej pracy [7].

SYMULACJA NUMERYCZNA MES

Do oceny odkształceń trwałych po etapie implementacji wykorzystano metodę elementów skończonych (MES), która jest obecnie jedną z efektywniejszych i bardziej popularnych metod analizy numerycznej konstrukcji. Jest to metoda symulacyjna, której istota polega na zastąpieniu układu ciągłego, jakim jest rzeczywista konstrukcja, układem dyskretnym. Ze względu na charakter pracy konstrukcji obliczenia wykonywane są nieliniowym modułem statycznym. Wybrany model materiałowy konstrukcji stenta to model sprężysto-plastyczny z liniowym umocnieniem [8].

W celu wykonania wytrzymałościowych analiz numerycznych przygotowano odpowiedni model komputerowy stenta w postaci dyskretnej. Za model wyjściowy do dalszych rozważań został przyjęty uproszczony model powtarzalnego wycinka stenta kardiochirurgicznego zaproponowany przez producenta. Dla skrócenia czasu obliczeń oraz uproszczenia procesu zmian kształtu modelu do analizy przyjęto płaski model dwuwymiarowy.



Rys. 3. Model numeryczny powtarzalnego fragmentu stenta z nałożonymi warunkami brzegowymi

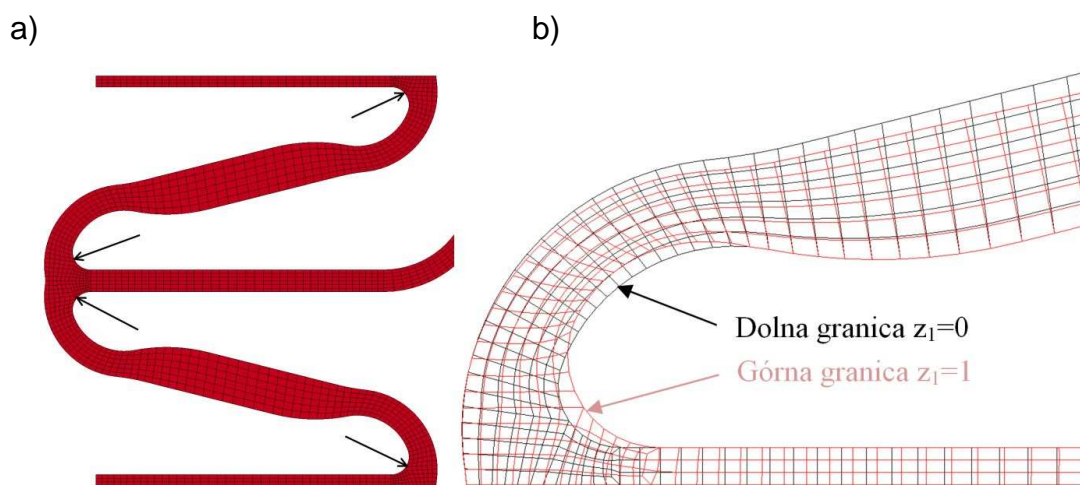
Przebieg symulacji obejmował etap kompresji, a następnie dekompresji zgodnie z rys. 2. Do celów symulacji charakter obciążeń został zmodyfikowany tak, aby odpowiadał rozpatrywanej konstrukcji dwuwymiarowej. Etapy te były realizowane stosując wymuszenie kinematyczne węzłów znajdujących się na górnej krawędzi stena, przy jednoczesnym odebraniu węzłów przeciwległej stronie modelu (rys. 3)

PROCES OPTIMALIZACJI

Do rozwiązania zadanego problemu optymalizacji kształtu implantu zostały wykorzystane techniki optymalizacyjne. W badanym modelu optymalizacji podlega wartość odkształceń plastycznych powstałych podczas pracy stenta, czyli:

$$\min \varepsilon_{plast}(z_1)$$

Jako parametr zmienny przyjęto wybrane promienie zaokrągleń w obszarach tzw. kolanek, gdzie na skutek rozprężania tworzą się przeguby plastyczne decydujące o żywotności danego rozwiązania konstrukcyjnego. W tym celu konieczne było stworzenie „zmiennej kształtu” – z_1 odpowiadającej za zmianę położenia wybranych węzłów, a w konsekwencji zmianę wybranej geometrii modelu. Badane kształty oraz zakres zmian okazano na rys. 4a i 4b. Funkcje ograniczające nie występowały dla tego problemu optymalizacyjnego.



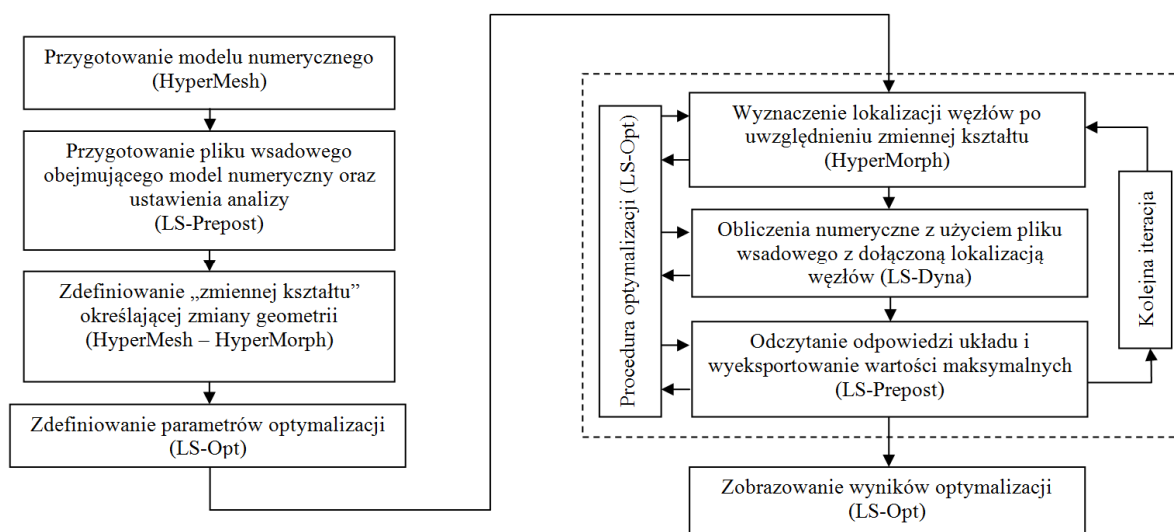
Rys. 4. Miejsca zastosowania zmiennych kształtu a) i zakres zmian geometrii b)

Do rozwiązania problemu optymalizacji zastosowano algorytm obliczeń bazujący na algorytmie genetycznym. Model rozwiązania został określony jako model wielomianowy (kwadratowy), a do jego zbudowania użyto 5 punktów symulacji na iterację algorytmu optymalizacyjnego. Czas trwania wszystkich potrzebnych obliczeń na komputerze z wielordzeniowym procesorem wynosił około 2.5 h

OPRACOWANA ŚCIEŻKA BADAWCZA

Pierwszym etapem było przygotowanie odpowiedniego modelu numerycznego konstrukcji w programie HyperMesh. Następnie konieczne było wygenerowanie pliku wsadowego do obliczeń w systemie LS-Dyna przy użyciu oprogramowania LS-Prepost. Plik wsadowy zawiera opis modelu, warunki początkowo-brzegowe, a także ustawienia i parametry symulacji. Kolejnym etapem było stworzenie „zmiennej kształtu” odpowiadającej za zmianę położenia wybranych węzłów, a w konsekwencji zmianę wybranej geometrii modelu.

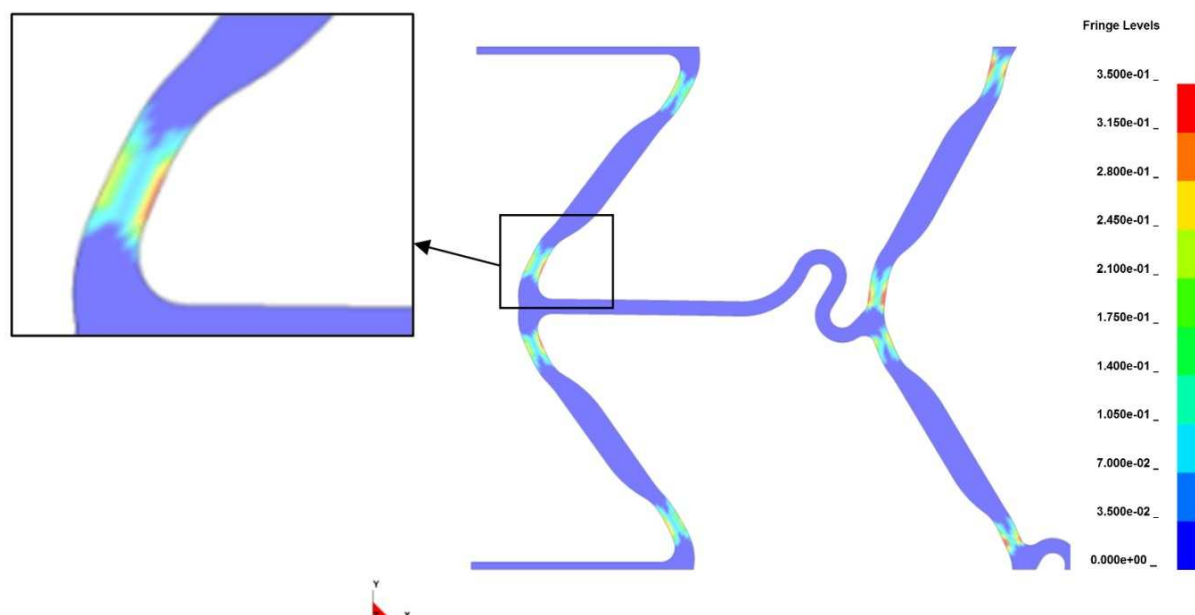
Przy użyciu oprogramowania LS-Opt zdefiniowane zostały parametry optymalizacji. Do uzyskania odpowiedzi układu konieczne było stworzenie skryptu do programu LS-Prepost, aby przy każdej symulacji następowało wczytanie odpowiedzi układu w postaci wartości odkształceń plastycznych (plastic strain) w uprzednio zdefiniowanych elementach oraz zastosowanie operatora rysującego krzywą maksymalną w funkcji czasu. Odpowiedzią układu była wartość maksymalna otrzymana z tej krzywej.



Rys. 5. Schemat zastosowanej ścieżki badawczej

WYNIKI ANALIZ PROCESU OPTIMALIZACJI

W wyniku przeprowadzenia procedury optymalizacji zgodnie z algorytmem opisanym we wcześniejszym rozdziale otrzymano optymalną wartość zmiennej kształtu. Skutkiem zmiany kształtu konstrukcji stenta jest obniżenie wartości odkształceń plastycznych o ok. 20% w porównaniu z konstrukcją bazową.



Rys. 6. Mapa odkształceń plastycznych w fazie po rozprężeniu otrzymana z symulacji dla wynikowego kształtu stenta

WNIOSKI

Niniejsza praca pokazuje kolejne etapy rozwijania optymalnej konstrukcji stenta kardiochirurgicznego z wykorzystaniem zaawansowanych metod analizy matematycznej uzupełnionej analizami numerycznymi. Podstawowym kryterium decydującym o trwałości tej konstrukcji jest poziom odkształceń trwałych uzyskiwany po procesie implementacji konstrukcji. Mając na względzie to kryterium zaimplementowano metodę optymalizacji opartą o algorytmy genetyczne. W trakcie przeprowadzonych analiz skupiono się na problemie zmiany geometrii w obszarach tzw. kolanek, gdzie na skutek rozprężania tworzą się przeguby plastyczne decydujące o żywotności danego rozwiązania konstrukcyjnego.

Zmniejszenie wartości odkształceń plastycznych pozwoli na stopniowe zwiększenie bezpiecznego czasu pracy stenta kardiochirurgicznego. Opracowana w rezultacie metodyka badań numerycznych oraz opracowane modele w znacznym stopniu zredukują również badania praktyczne bazujące na testach na zwierzętach.

LITERATURA

1. http://www.kardioserwis.pl/page.php/1/0/show/158/Angioplastyka_tętnic_wieńcowych_balonikowanie_stent_PTCA.html
2. <http://www.kardiolo.pl/angioplastyka.htm>
3. http://www.kardioserwis.pl/page.php/1/0/show/162/by_passy_CABG_bajpasy_operacja_serca.html
4. <http://www.kardiolo.pl/stent.htm>
5. http://www.poradnikmedyczny.pl/mod/archiwum/5818_teknika_wykonywania_zabiegu.html
6. <http://64.143.176.100/library/healthguide/en-us/support/topic.asp?hwid=zm2311>
7. T. Niezgoda, W. Szymczyk, J. Małachowski, „Numeryczna ocena wytrzymałości stenta naczyniowego”, Przegląd Mechaniczny, Nr 12/2002, str. 7- 13

8. Rakowski G., Kacprzyk Z.: Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji. Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, 2005.
9. J.O. Hallquist, *LS-Dyna. Theoretical manual*. California Livermore Software Technology Corporation, 2005.