

Katarzyna SZEPIETOWSKA, Katedra Mechaniki Budowli i Mostów, Politechnika Gdańska, Gdańsk

KOMPUTEROWA SYMULACJA MEMBRANY STOSOWANEJ W LECZENIU PRZEPUKLIN BRZUSZNYCH

Streszczenie. Z uwagi na częste nawroty choroby i chęć zminimalizowania bólu u pacjentów po operacjach przepukliny wykonanych metodą wideoskopową, lekarze poszukują optymalnej liczby zszywek łączących implant z tkanką ludzką. Celem pracy jest analiza wpływu warunków brzegowych na siłę ścinająca zszywki. Metodą Elementów Skończonych przeanalizowano dwa modele membran: z podporami sztywnymi i z podporami sprężystymi. Wywnioskowano, że przyjmowanie modelu z podporami sprężystymi jest bardziej wskazane, ponieważ model ten jest bezpieczniejszy i bardziej odpowiada rzeczywistości.

1. WSTĘP

W leczeniu przepuklin metodą wideoskopową, z zastosowaniem implantów syntetycznych, bardzo istotny jest prawidłowy dobór ilości zszywek łączących implant z tkanką ludzką [3]. Zbyt mała ich liczba może doprowadzić do nawrotu choroby, a za duża będzie wywoływać ból u pacjenta. Dlatego też lekarze poszukują optymalnej liczby łączników. Gdański Uniwersytet Medyczny i Politechnika Gdańska realizują projekt HAL 2010 „Optymalizacja leczenia przepuklin brzusznych za pomocą implantów syntetycznych.”, który ma na celu stworzenie systemu wspomaganie podejmowania decyzji dla chirurgów.

Głównym celem pracy jest przedstawienie analizy wpływu warunków brzegowych na siły panujące w zszywkach łączących implant z powięzią. Przeanalizowano przypadek implantu w postaci siatki o nazwie handlowej Proceed.

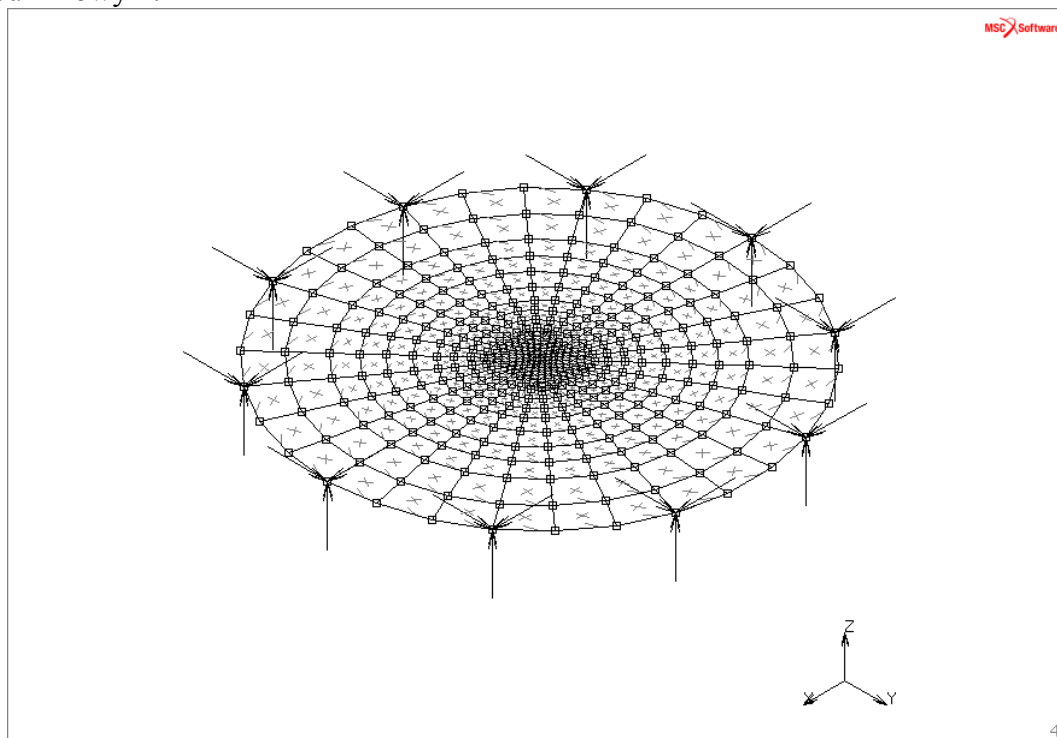
Okragły implant syntetyczny o średnicy 5cm wymodelowano jako membranę [2], [4], [6] przy użyciu Metody Elementów Skończonych w systemie MSC. Marc [5]. Potrzebne dane materiałowe zostały wcześniej zidentyfikowane doświadczalnie w ramach projektu HAL 2010. Przeprowadzono analizę w zakresie nieliniowym. Założono małe odkształcenia i duże przemieszczenia [1]. Zastosowano cztero-węzłowe elementy skończone. Membranę obciążono prostopadle do jej powierzchni środkowej ciężarem własnym oraz ciśnieniem panującym w jamie brzusznej człowieka w czasie kaszlu, który to jest jedną z głównych przyczyn nawrotu choroby. Stworzono dwa modele [7] różniące się warunkami brzegowym

2. MODELE IMPLANTU SYNTETYCZNEGO

W modelach przyjęto wstępne napięcie membrany o wartości 10Pa w obu kierunkach. Grubość analizowanego implantu wynosi 0,6 mm. Siatka wykonana jest z materiału izotropowego o module Younga $E=11,667e6$ Pa, współczynnika Poissona $\nu=0,4$ oraz gęstości objętościowej równej $245,55 \text{ kg/m}^3$.

2.1 Model z podporami sztywnymi

Pierwsza membrana (model I) ma w 10 punktach zablokowane przemieszczenia we wszystkich 3 kierunkach (Rys. 2), co modeluje zamocowanie implantu za pomocą zszywek. Dodatkowo każdy węzeł na obwodzie siatki jest podparty w kierunku prostopadłym do powierzchni środkowej membrany, co odpowiada oparciu siatki na pierścieniu przepuklinowym.

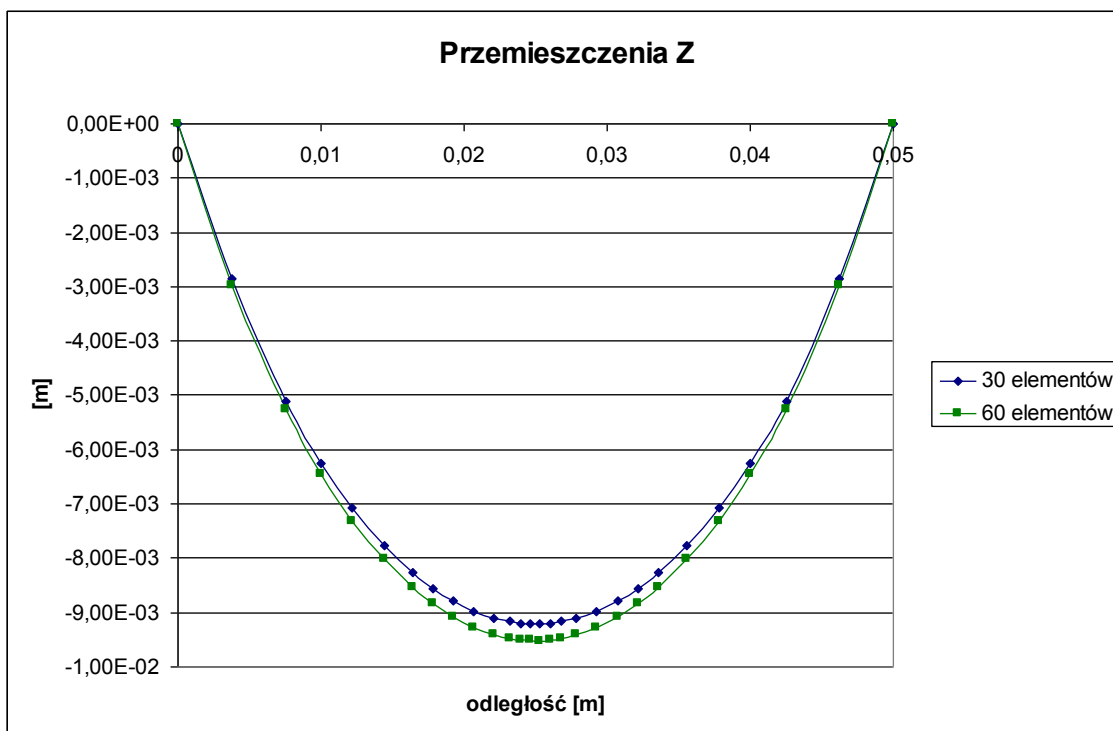


Rys. 2. Podpory modelu I

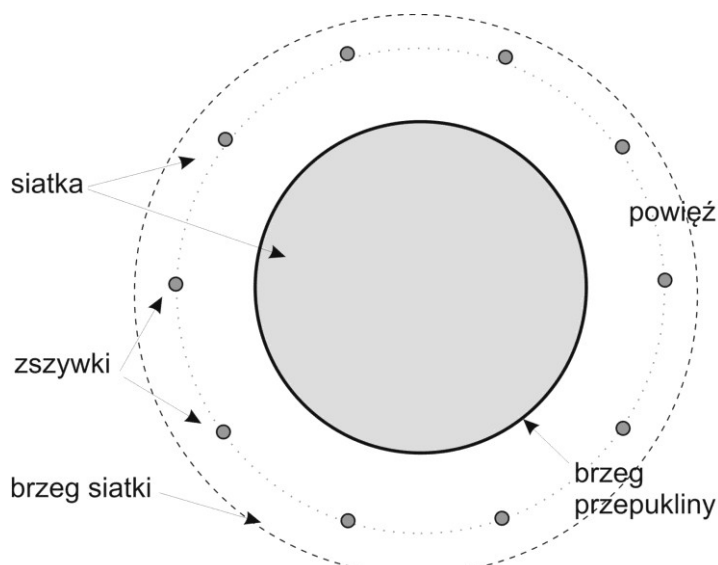
Wygenerowano siatkę elementów skończonych składającą się z 356 elementów i 372 węzłów. Na obwodzie znajdują się 30 elementów skończonych. Rozmiar elementów zmienia się od największych na obwodzie po najmniejsze w środku membrany. Następnie zagęszczono siatkę, uzyskując model z 60 elementami skończonymi na obwodzie. W ramach analizy zbieżności porównano wyniki przemieszczeń (Rys. 3) oraz naprężeń dla węzłów znajdujących się na przekątnej. Średnia różnica wyniosła dla przemieszczeń 3,7%, dla naprężeń σ_{11} 2,57%, a dla naprężeń σ_{22} 2,41%. Ponieważ różnice w wynikach nie przekroczyły 5% uznano siatkę z 30 elementami na obwodzie za poprawną i stosowaną ją do dalszych obliczeń.

2.2 Model II z podporami sprężystymi

Drugi model zawiera podpory sprężyste. W rzeczywistości implant jest zamocowany w pewnej odległości od brzegu przepukliny (Rys. 4) (zalecana przez chirurgów odległość to 1,5cm). W modelu założono, że odcinek, na którym membrana współpracuje z elementami jamy brzusznej, jest modelowany za pomocą podpór sprężystych (Rys. 5). Sztywność wprowadzonych sprężyn wynosi 6000N/m w przypadku sprężyn radialnych i 4000N/m w przypadku sprężyn bocznych.



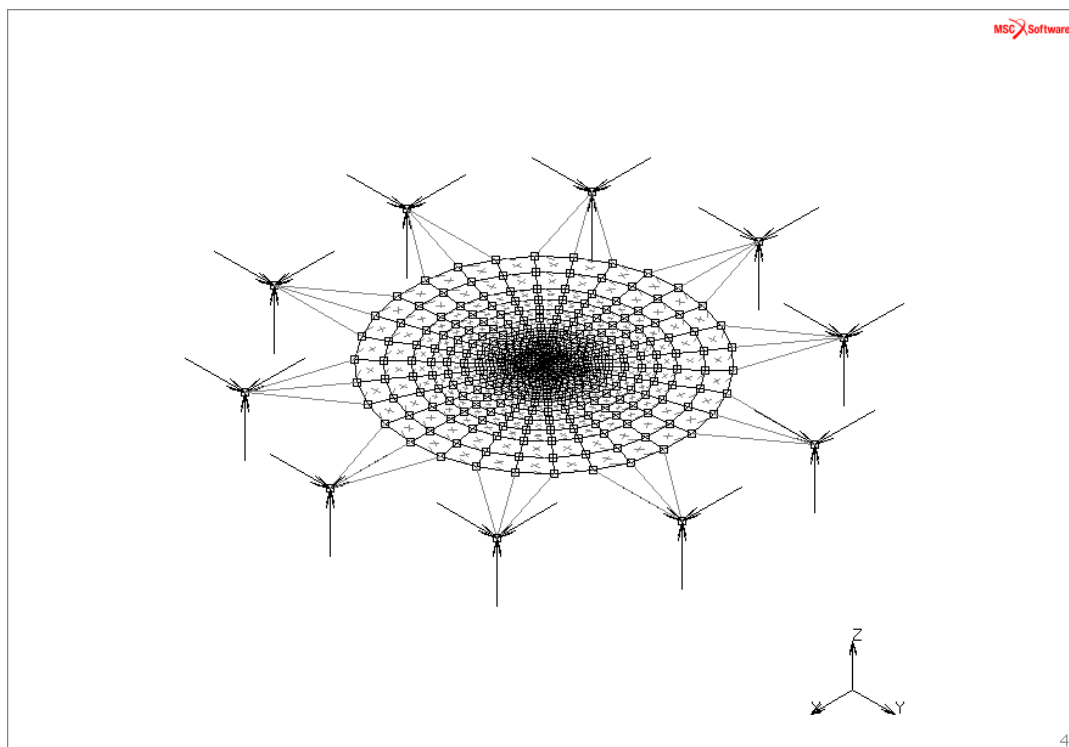
Rys. 3. Wykres przemieszczeń dla siatki z 30 elementami na obwodzie i 60 elementami na obwodzie (model I)



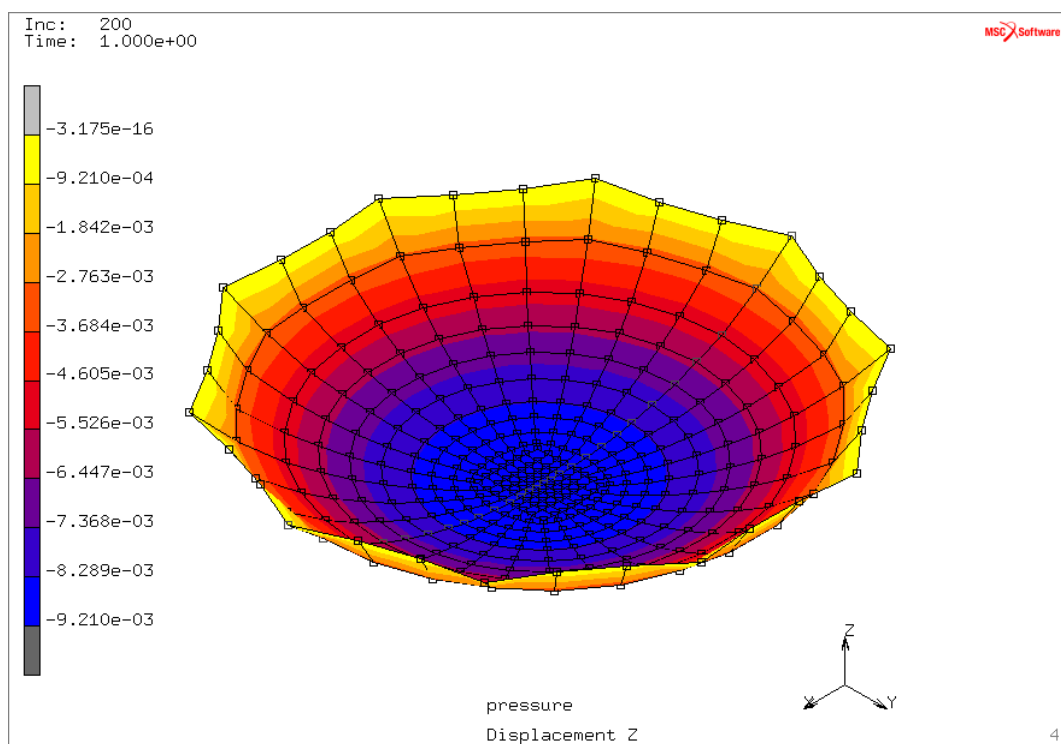
Rys. 4. Schemat układu modelowanego przy użyciu sprężyn

3. WYNIKI

Przemieszczenia na kierunku Z są dominujące. Maksymalne ugięcie wystąpiło na środku membrany i wyniosło 9,21mm (Rys. 6) w przypadku modelu I i 8,4mm (Rys. 7) w przypadku modelu II. W membranie panuje płaski stan naprężenia. Składowa naprężeń σ_{11} osiągnęła maksymalną wartość równą 1,333e6 Pa w modelu I i 1,38 e6Pa w modelu II. Składowa naprężeń σ_{22} osiągnęła maksymalną wartość równą 2,57e6 Pa w modelu I a 1,384e6 w modelu II. Z wykresów odkształceń można zauważyć, że obie membrany marszczą się przy podporach.

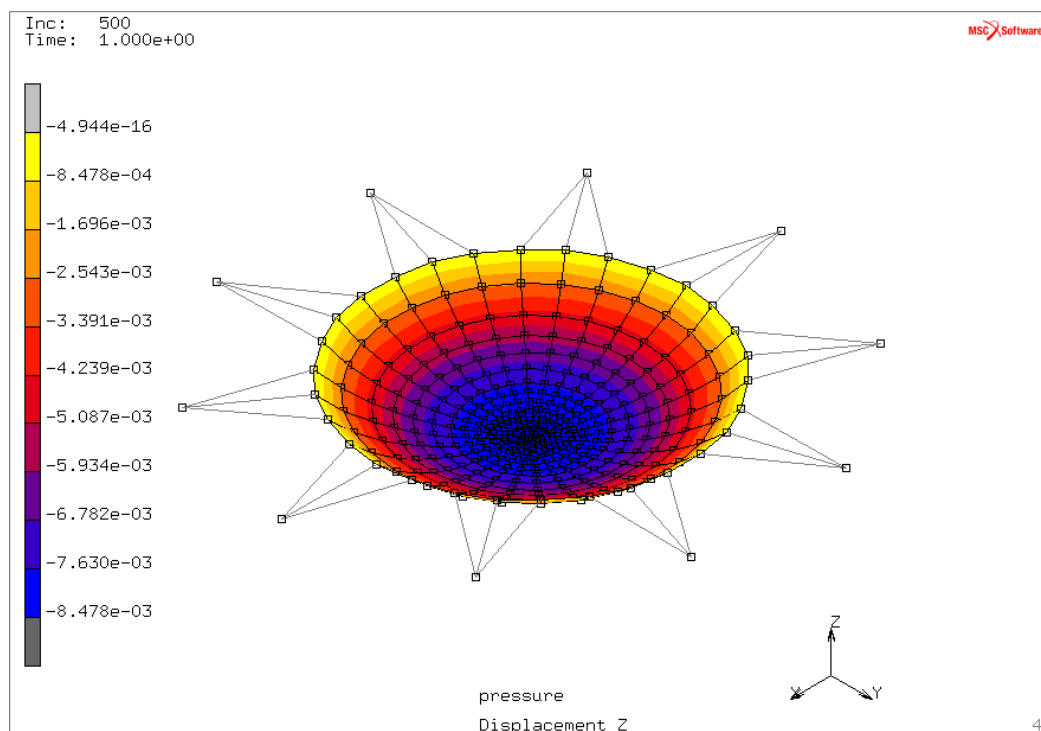


Rys. 5. Podpory sprężyste - model II



Rys. 6. Przemieszczenia w kierunku Z [m] - model I

Najważniejszym wynikiem jest z punktu widzenia optymalizacji ilości zszywek siła w połączeniu implantu z powięzią, czyli wypadkowa reakcja w kierunku poprzecznym, która dla modelu I wyniosła 5,79 N, a dla modelu II 7,27 N. Różnica względna wyniosła więc 20,42%.



Rys. 7. Przesunięcia na kierunku Z [m] - model II

4. WNIOSKI

Siła wypadkowa ścinająca zszywki w przypadku pierwszego modelu jest znacznie mniejsza niż w modelu z podporami sprężystymi. Naprężenia, odkształcenia i przemieszczenia są w przypadku modelu z podporami sztywnymi większe, ale nie przekraczają wartości dopuszczalnych. Siła działająca na podpory jest czynnikiem decydującym o nośności połączenia i to ona jest wielkością najistotniejszą przy wyborze liczby zszywek.

Podsumowując można stwierdzić, że model z podporami sprężystymi jest modelem znacznie bezpieczniejszym niż model z podporami sztywnymi. Stosując model II przy doborze liczby łączników będziemy po stronie bezpieczniejszej. Szczególnie, że różnica w wartości siły w połączeniu wynika z istnienia składowej reakcji w kierunku prostopadłym do powierzchni środkowej membrany w modelu I, która działa na korzyść połączenia dociskając membranę do powłok brzusznych.

Podziękowania: Autor wyraża podziękowania zespołowi realizującemu Projekt HAL 2010 „Optymalizacja leczenia przepuklin za pomocą implantów syntetycznych” a w szczególności dr inż. Izabeli Lubowieckiej. Praca powstała przy wsparciu Unii Europejskiej, Program Operacyjny Innowacyjna Gospodarka (kontrakt nr UDA-POIG.01.03.01-22-086/08-00).

LITERATURA

- [1] Branicki Cz., Kłosowski P.: Analiza numeryczna powłok wiszących w zakresie dużych przemieszczeń, II Konferencja Konstrukcje Powłokowe Teoria i Zastosowania, Gołub-Polska (1978) 42-48
- [2] Cavicchi A., Gambarotta L., Massabò R.: Computational modeling of reconstructive surgery: The effects of the natural tension on skin wrinkling, *Finite Elements in Analysis and Design* 45 (2009) 519-529
- [3] Lubowiecka I., Szymczak C., Tomaszewska A., Śmietański M.: Mathematical study of tissue-implant connection in a vernal hernia repair in a context of the system's parameters, W Proc. Of the 80th Annual Meeting of the International Association of Applied Mathematics and Mechanics (GAMM), 9-13 Feb. 2009, Gdańsk, Poland
- [4] Lubowiecka I., Woźnica K.: FEM modelling of membrane structure in human hernia repair, zaakceptowany przez: CMM 2011, 9-12 May 2011, Warsaw, Poland
- [5] MSC. Marc® Mentat® Help Reference
- [6] Ptot V., Skallerud B.: Nonlinear solid finite element analysis of mitral valves with heterogeneous leaflet layers, *Comput Mech* (2009) 43:353-368
- [7] Szepietowska K.: Komputerowa symulacja membrany stosowanej w leczeniu przepuklin brzusznych, praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Gdańska 2010

NUMERICAL SIMULATION OF MEMBRANE STRUCTURE USED IN THE TREATMENT OF ABDOMINAL HERNIA

Summary. Due to frequent recurrences and desire to minimize pain after hernia repair operation, physicians are looking for the optimal number of joints which connect implant with human tissue. The main aim of this study is to analyze the influence of boundary conditions on the shear strength in joints. Two models of membrane have been analyzed using Finite Element Method: with stiff supports and with elastic supports. In conclusion, the solution with elastic supports seems to be more appropriate due to the boundary conditions closer to real tissue-implant system and also safer if considering the shear force value in the joints.