Tomasz MADEJ[*], Anna M. RYNIEWICZ[*,]**

MODELOWANIE I SYMULACJE WYTRZYMAŁOŚCIOWE W STAWIE BIODROWYM ZAOPATRZONYM PROTEZĄ NAKŁADKOWĄ JAKO PROCEDURA DIAGNOSTYCZNA PRZED ZABIEGIEM KAPOPLASTYKI

MODELLING AND STRENGTH SIMULATIONS IN A HIP JOINT EQUIPPED WITH AN OVERLAY PROSTHESIS AS A DIAGNOSTIC PROCEDURE BEFORE THE HIP RESURFACING OPERATION

Słowa kluczowe:

kapoplastyka, staw biodrowy, kontakt, modelowanie, metoda elementów skończonych, symulacje wytrzymałościowe

Key words:

hip resurfacing, hip joint, contact, modelling, finite element method, strength simulations

[*] AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, e-mail: madej@imir.agh.edu.pl, e-mail: anna@ryniewicz.pl.

[**] Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, Wydział Lekarski, Katedra Protetyki Stomatologicznej, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków.

Streszczenie

W opracowaniu przedstawiono modelowanie elementów nakładkowych stosowanych w kapoplastyce stawu biodrowego i ich wirtualną aplikację do odwzorowanych w tomografii komputerowej i zrekonstruowanych struktur kostnych pasa biodrowego pacjenta. Dla przestrzennie przyjętego układu obciążeń w programie FENAP *NE/Nastran v. 8.3* dokonano obliczeń wytrzymałościowych i wyznaczono rozkłady naprężeń i przemieszczeń w implantowanym biodrze. Wyniki pozwoliły na analizę elementów konstrukcyjnych endoprotezy, strefy kontaktu nakładki głowowej i panewki oraz ich oddziaływania na kość miedniczną i kość udową operowanego biodra.

WPROWADZENIE

Od kilkunastu lat poszukiwane są rozwiązania, które mogłyby stanowić alternatywę dla totalnej alloplastyki stawu biodrowego **[L. 2, 4, 5, 11, 18–20]**. Jednym z takich rozwiązań jest kapoplastyka biodra zwana również endoprotezoplastyką nakładkową. W zabiegu kapoplastyki metalowa panewka w kształcie cienkościennej czaszy osadzana jest w panewkowej części kości miednicznej na zasadzie osteointegracji po usunięciu resztek chrząstki i warstwy podchrzęstnej. Nakładka na głowę kości udowej zwana kapą mocowana jest przy użyciu cementu na uformowanej w stożek ścięty głowie kości udowej. Kapa posiada ponadto wewnętrzny trzpień, który mocowany jest także w głowie kości udowej. Komponenta udowa nie wnika do kanału szpikowego, nie usuwa się szyjki kości udowej, nie grozi to skróceniem kończyny a przede wszystkim zachowuje się naturalną antetorsję i anatomiczne ustawienie głowy i szyjki kości udowej w panewce. Naciski w strefie kontaktu są bardzo bliskie wartościom w stawie naturalnym. Obserwacje kliniczne odległe i analiza zużywania się sztucznych stawów wskazują, że kapoplastyka posiada ograniczenia **[L. 3, 12, 13, 19, 20].** Przeciwwskazaniem do zabiegu jest martwica aseptyczna głowy kości udowej, zaawansowana osteoporoza oraz procesy zapalne w stawie.

CEL PRACY

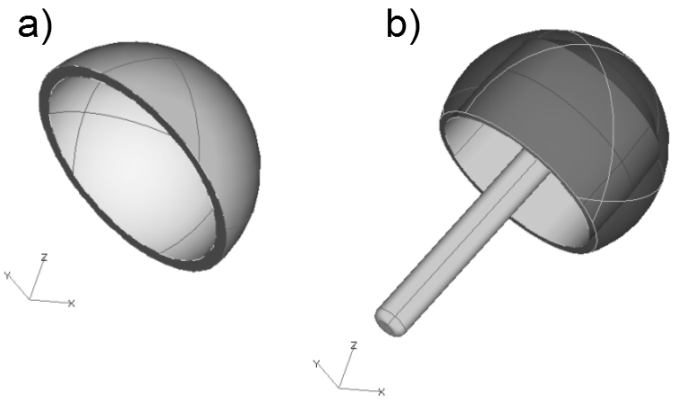
Celem pracy była numeryczna analiza wytrzymałościowa z wykorzystaniem metody elementów skończonych, przeprowadzona w wirtualnym stawie biodrowym zaopatrzonym endoprotezą nakładkową. Na jej podstawie, przed planowanym zabiegiem kapoplastyki, można prognozować stan biomechaniczny w zespole operowanego biodra. Aplikacja zamodelowanej protezy do odwzorowanego na podstawie CT pasa biodrowego pacjenta może zostać wykorzystana jako diagnostyczna procedura przedzabiegowa.

MATERIAŁ I METODA

Materiałem do analizy była endoproteza nakładkowa stawu biodrowego Durom™ Hip Resurfing Firmy Zimmer **[L. 21]**, w której obydwa elementy pary tribologicznej wykonane były ze stopu Co28Cr6Mo/*Protasul® 21 WF* (ISO 5832-12), przy czym zewnętrzna powierzchnia panewki pokryta była porowatą warstewką tytanu wykonaną w próżniowej technologii „plasma-spray" do osadzenia w łożu panewkowym na zasadzie osteointegracji. Nakładka na głowę kości udowej osadzana była na cemencie i stabilizowana trzpieniem wewnętrznym.

Metoda modelowania i symulacji obejmowała **[L. 6, 7–10, 14, 15, 16]**:

- Przestrzenne modelowanie geometrii endoprotezy w programie FEMAP *NE/Nastran v.8.3 Modeler*. Geometrię panewki otrzymano ze ściętej kuli o zewnętrznym promieniu RS_p równym 28 mm i grubości ścianki – 3 mm, o wysokości czaszy – 26 mm **(Rys. 1a)**. Nakładkę na głowę kości udowej uzyskano przez zamodelowanie czaszy kulistej o promieniu zewnętrznym RS_g równym 25 mm wysokości 36 mm. Wnętrze nakładki zamodelowano przez odjęcie od utworzonej czaszy stożka ściętego o średnicach odpowiednio d_1 równe 40 mm i d_2 równe 38 mm oraz wysokości h równej 25 mm. W nakładce głowy zamodelowano wewnątrzosiowo walcowy trzpień (bolec) o średnicy ∅ 8 mm i długości 72 mm, który pełnił funkcję stabilizatora **(Rys. 1b)**.



Rys. 1. Geometria zamodelowana w programie FEMAP *NE/Nastran v. 8.3 Modeler:* (a) panewki, (b) nakładki na głowę kości

Fig. 1. Geometry modeled in FEMAP *NE/Nastran v. 8.3 Modeler* (a) cup (b) overlay on the head of femoral bone

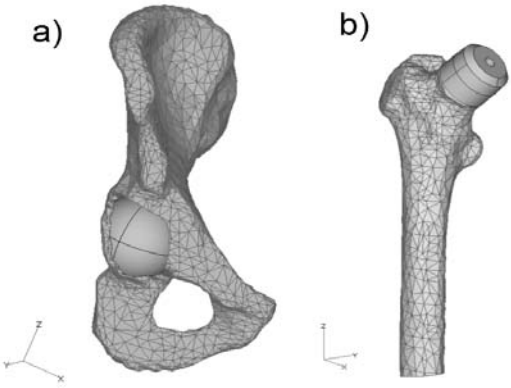
- Wirtualne odwzorowanie anatomicznego układu kostno-stawowego pasa biodrowego pacjenta zostało przeprowadzone w oparciu o kliniczną diagnostykę CT **(Rys. 2)**. Obrazowanie w technice spiralnej wykonano na

64-rzędowym aparacie Siemens Somaton Sensation Cardiac w Pracowni Diagnostyki Obrazowej Szpitala Jana Pawła II w Krakowie, dla najmniejszej z możliwych szerokości skanów równej 0,4 mm. Skany wykonano w płaszczyźnie horyzontalnej w standardzie dicom. Na podstawie wyników obrazowania określono dokładność odwzorowania, która zabezpieczała odpowiednią jakość modelu numerycznego.

Rys. 2. Przestrzenny model anatomicznych struktur kostno-stawowych pasa biodrowego uzyskany na podstawie diagnostyki CT, analizy i rekonstrukcji obrazów oraz aplikacji do programu FEMAP *NE/Nastran v. 8.3 Modeler* (mężczyzna, l. 62)

Fig. 2. Three-dimensional model of the anatomical osteoarticular structures of hip girdle obtained on the basis of CT diagnostics, analysis and reconstruction of images as well as application to the FEMAP *NE/Nastran v. 8.3 Modele*r program (male, age 62)

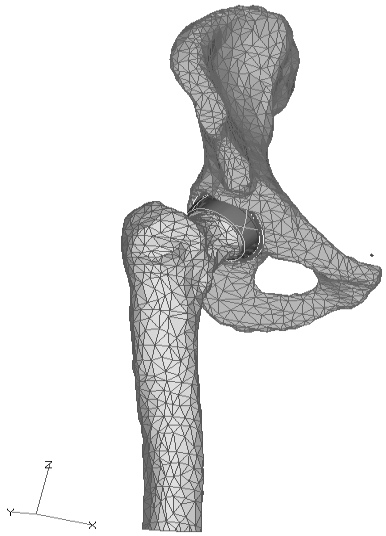
- Separację struktur kostnych oraz zamodelowanie czaszy kulistej w naturalnej panewce i powierzchni stożkowej na głowie kości udowej **(Rys. 3)**.



Rys. 3. Przestrzenne ukształtowanie: (a) łoża panewki w kości miednicznej, (b) stożkowej powierzchni na głowie kości udowej

Fig. 3. Three-dimensional configuration: (a) the acetabular bone bed in the pelvic bone, (b) the conical surface on the head of femoral bone

- Wirtualną aplikację zamodelowanej endoprotezy do odwzorowanych struktur kostnych pacjenta **(Rys. 4)**. Pozycjonowanie protezy nakładkowej przeprowadzono na modelu pasa biodrowego zgodnie z warunkami anatomicznymi. Analizy wytrzymałościowe wykonano dla lewego biodra na modelu obejmującym protezę nakładkową, kość miedniczną oraz kość udową z zachowaniem usytuowania wynikającego z obrazowania CT.

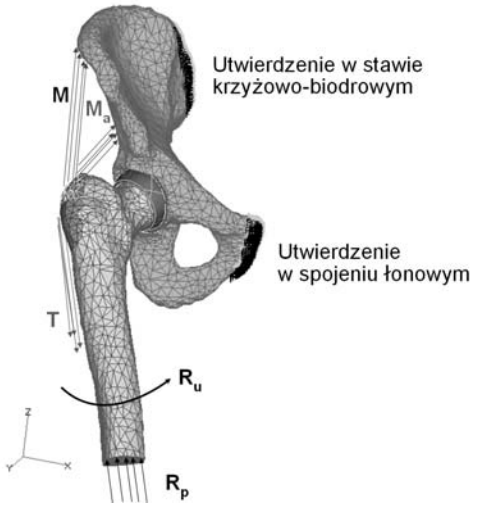


Rys. 4. Wirtualna aplikacja endoprotezy do struktur kostnych pacjenta
Fig. 4. Virtual application of endoprostheses to the patient's bone structures

- Stworzenie przestrzennego układu utwierdzeń i obciążeń. Układ ten stanowi model autorski i został opracowany na bazie identyfikacji obciążeń lokomocyjnych i ruchów w stawie biodrowym Bergmana oraz modelu Będzińskiego. Był wykorzystany w analizach wytrzymałościowych stawu biodrowego po totalnej alloplastyce z różnymi konstrukcjami endoprotez **(Rys. 5) [L. 1, 7–10, 12, 13, 14–17]**.
- Narzucenie warunków brzegowych w następujący sposób:
  – na kość miedniczną zadano utwierdzenia: w spojeniu łonowym oraz w stawie krzyżowo-biodrowym, odbierając węzłom wszystkie stopnie swobody i określając jej położenie przez usytuowanie obręczy miednicy **(Rys. 5)**,
  – na strefę implantacji sztucznego stawu biodrowego zadano przestrzennie złożone, quasi-statyczne obciążenie w warunkach stania obunożnego **[L. 1, 8, 9, 17]**. Uwzględniono ciężar ciała P, reakcję podłoża R_p, oddziaływanie mięśni odwodzicieli M_a, oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego M, T oraz moment rotujący kość udową R_u **(Rys. 5)**,

W przeprowadzonych analizach waga pacjenta P = 800 N, R_p = 0,42 P, M_a = 0,367 P, M,T = 0,016 P, R_u = 16 Nm,

– w strefie tribologicznej współpracy panewki i nakładki na głowę kości udowej zamodelowano kontakt z możliwością ruchu głowy względem panewki. Współczynniki tarcia: Co28Cr6Mo-Co28Cr6Mo, wyznaczono w badaniach testowych **[L. 8, 10, 14]** i przyjęto współczynnik tarcia statycznego μ_{s1} = 0,3 i kinematycznego μ_1 = 0,1,
– założono izotropowe właściwości tkanki kostnej budującej kość udową i kość miedniczną.



Rys. 5. Warunki utwierdzeń i obciążeń modelu numerycznego
Fig. 5. Conditions of constraints and loads of the numerical model

- Analizę biomechaniczną modelu badawczego z zastosowaniem programu FEMAP */NE Nastran Engine v. 8.3*.

W analizie uwzględniono parametry wytrzymałościowe rozważanych struktur (**Tab. 1**).

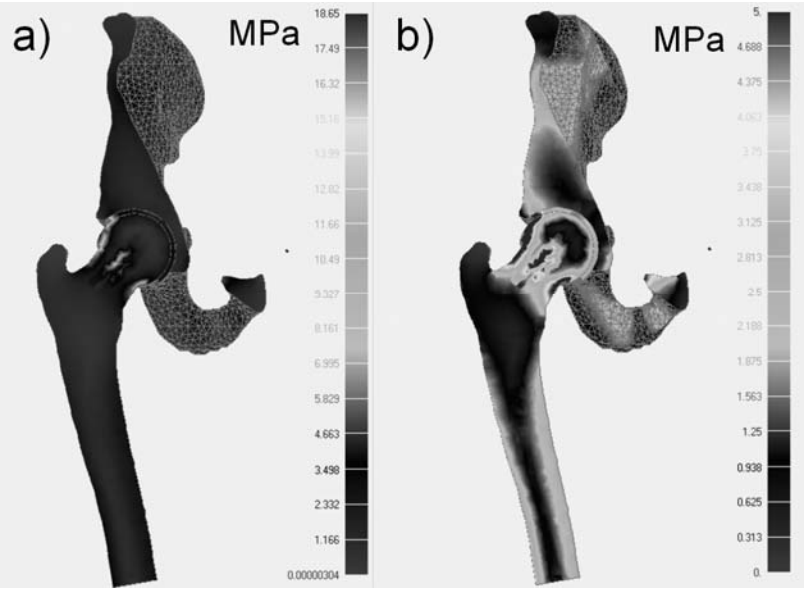
Tabela 1. Parametry wytrzymałościowe rozważanych tkanek materiałów [L. 8–11, 13, 20]
Table 1. Resistance parameters of given tissues and materials **[L. 8–11, 13, 20]**

Parametry / Materiał	Moduł sprężystości E, GPa	Współczynnik Poissona
Kość korowa	5–22*	0,2–0,4*
Kość gąbczasta	0,1–5**	0,2–0,46**
Co28Cr6Mo/*Protasul® 21WF*	210	0,3

* w obliczeniach numerycznych przyjęto dla kości korowej E = 16,8 GPa, ν = 0,29,
** w obliczeniach numerycznych przyjęto dla kości gąbczastej E = 3,1 GPa, ν = 0,46.

WYNIKI I DYSKUSJA

Po dokonaniu dyskretyzacji obiektów, narzuceniu warunków brzegowych, zadano zmieniające się statycznie obciążenia. Wyznaczono rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH) **(Rys. 6–10)** i przemieszczeń wypadkowych dla rozpatrywanych struktur **(Rys. 11)**. Na zamieszczonych rozwiązaniach numerycznych przedstawiono rozkłady naprężeń i przemieszczeń w endoprotezie i strukturach okołostawowych w narzuconej przez program skali oraz zastosowano lokalne, zawężone skale umożliwiające analizy szczegółowe w wybranej strefie obiektu.



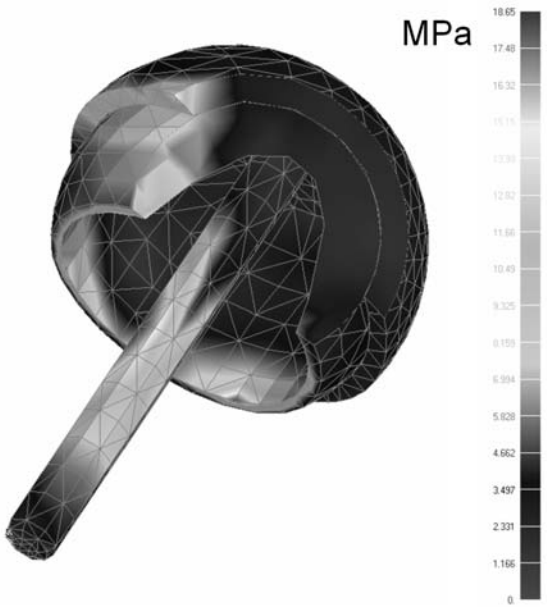
Rys. 6. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych w przekroju pionowym przez staw biodrowy po zabiegu kapoplastyki: (a) w skali automatycznej, (b) w skali zawężonej

Fig. 6. The maps of stress distributions reduced in vertical section through the hip joint after hip resurfacing operation: (a) in automatic scale, (b) in narrow scale

W konstrukcji protezy w panewce stabilizowanej w kości miednicznej i nakładce na głowie kości udowej charakterystyczna była asymetria obwodowa naprężeń, a mianowicie od wartości maksymalnej 13,70 MPa do minimalnej 0,80 MPa **(Rys. 7)**. Naprężenia maksymalne o wartości 13,70 MPa koncentrowały się w części górnej zwanej dachem panewki, natomiast w jej części dolnej przyjmowały wartość 4,50 MPa. W nakładce głowy występowała także podobna asymetria. W części kontaktującej się z dachem panewki maksymalne wartości naprężeń wynosiły 13,70 MPa, a w części dolnej 3,40 MPa. W nakładce głowy występowała także podobna asymetria. W części kontaktującej się

z dachem panewki maksymalne wartości naprężeń wynosiły 13,70 MPa, a w części dolnej 3,40 MPa. W konstrukcji nakładki na głowę charakterystyczne były spiętrzenia na bolcu służącym do jej stabilizacji **(Rys. 7, 8)**. Naprężenia te przyjmowały wartości 18,50 MPa. Można zauważyć, że spiętrzenia te zlokalizowane były w środkowej górnej części bolca **(Rys. 7)**. Analiza wytrzymałościowa tego elementu obrazuje efekt zginania bolca, który wspomaga przeniesienie obciążeń gnących przez szyjkę kości udowej.

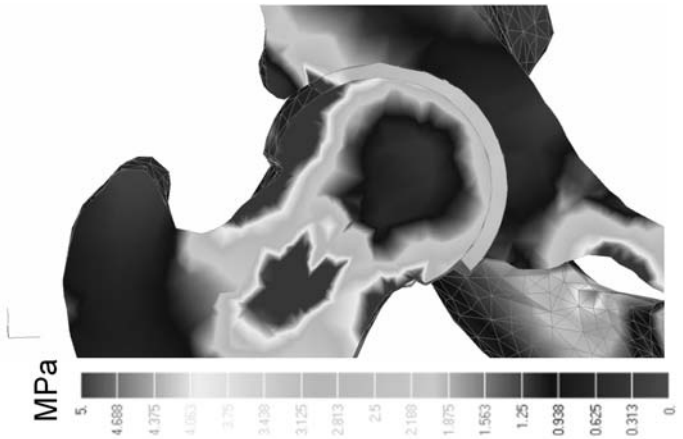
Rozkład naprężeń w tkankach kostnych otaczających strefę implantacji może wskazywać obszary, w których występują spiętrzenia wpływające na rokowania zabiegu. W głowie kości udowej, w obszarze kontaktującym się z nakładką – w warstwie cementu i w tkankach kostnych – występowały spiętrzenia obwodowe o wartościach maksymalnych 15,65 MPa, które mogą stanowić zagrożenie dla cementu kostnego użytego do stabilizacji i stanowić potencjalne ognisko aseptycznego luzowania nakładki na głowę **(Rys. 6a)**.



Rys. 7. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych w kontaktujących się elementach nakładki głowowej i panewki (konstrukcja protezy separowana z modelu badawczego)

Fig. 7. The maps of stress distributions reduced in contacting elements of head overlay and cup (the construction of endoprosthesis separated from tested model

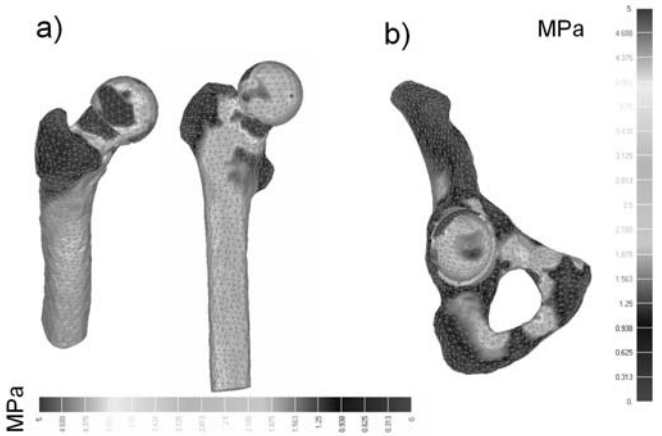
Analiza naprężeń wskazuje na ich asymetryczny rozkład w szyjce kości udowej **(Rys. 6** i **8)**. Naprężenia maksymalne mają wartości 8,30 MPa, a minimalne 2,10 MPa. Występują dwie strefy naprężeń maksymalnych zlokalizowane w górnej i dolnej części szyjki. Taki rozkład zwiększa ryzyko złamania szyjki kości udowej.



Rys. 8. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych w konstrukcji protezy oraz w strefie jej mocowania

Fig 8. The maps of stress distributions reduced in the construction of endoprosthesis and in the fixing zone

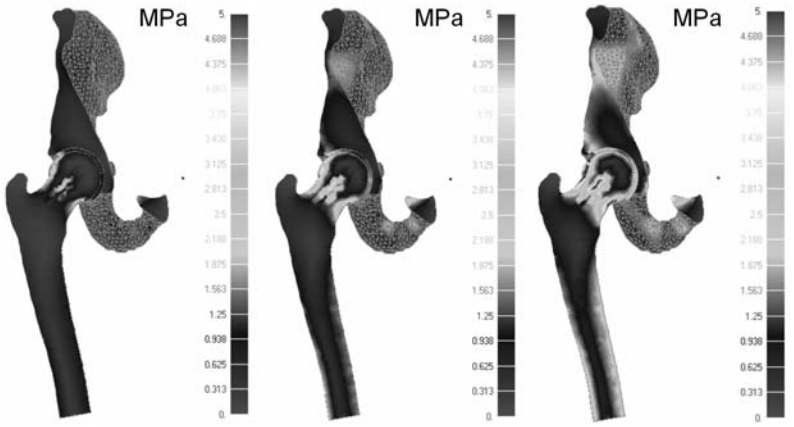
Asymetria obwodowa naprężeń jest niekorzystna zarówno dla konstrukcji endoprotezy, jak również dla obszarów jej mocowania. Konstrukcja endoprotezy może być narażona na zwiększone zużycie tribologiczne w strefach naprężeń maksymalnych, a ponieważ są one niesymetryczne – w strefie kontaktu ruchowego może występować nierównomierne zużycie. W warunkach eksploatacji może to skutkować zmianą kulistego kształtu nakładki na głowę oraz zmianą kształtu czaszy kulistej, która stanowi panewkę i powodować owalizację panewki oraz owalizację nakładki na głowę. Produkty zużycia ze stopu Co28Cr6Mo mogą być generowane do strefy kontaktu. Obciążenia lokomocyjne w kontakcie nakładki na głowę i panewki przenoszone są przez metalowe elementy i taki charakter ich przeniesienia, ze względu na parametry wytrzymałościowe, powoduje koncentrację naprężeń w tych elementach. Odbiega on od elastycznego przeniesienia obciążeń kontaktowych, które jest charakterystyczne dla naturalnej głowy i panewki pokrytych chrząstką stawową i smarowanych cieczą synowialną **[L. 13]**. W takim stawie strefy koncentracji naprężeń występują w strukturach kostnych głowy i panewki, oddalonych od strefy kontaktu ruchowego. Na **Rysunkach 6b** i **8** można zaobserwować odciążenie głowy kości udowej bezpośrednio pod metalową nakładką, gdzie wartości naprężeń sięgają dziesiątych części MPa, a zwiększają się dopiero w samym bolcu stabilizującym i strukturach wewnętrznych szyjki kości udowej. Rozkłady naprężeń w dalszej części kości udowej ulegają wzrostowi do 4,10 MPa, co może wynikać z obecności kanału szpikowego i zmniejszenia się przekroju kości udowej. W górnej strefie kontaktu wkładki panewkowej ze strukturami kości miedniczej naprężenia utrzymują się w granicach 2,20 MPa. Jest to zjawisko korzystne, które może wspomagać proces osteointegracji sztucznej panewki z kością.



Rys. 9. Mapy rozkładów naprężeń zredukowanych po zabiegu kapoplastyki wynikające z kontaktu nakładki na głowę i panewki: (a) widok bliższego końca kości udowej z nakładką, (b) widok kości miednicznej zaopatrzonej panewką

Fig. 9. The maps of stress distributions reduced after hip resurfacing operation resultant from the contact of overlay on the head and cup: (a) the view of procsimal end of femoral bone with overlay (b) the view of pelvis bone dressed with the cup

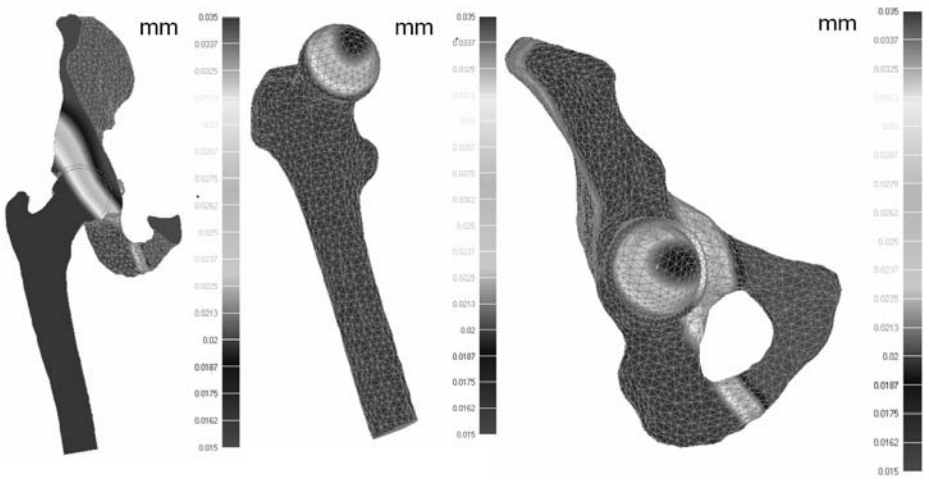
Na **Rysunku 10** przedstawiono animacyjne mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla statycznie zwiększającego się obciążenia stawu biodrowego w poszczególnych krokach symulacji numerycznej. Narastające obciążenie zwiększa wartości naprężeń w strefie implantowanego biodra, ale charakter rozkładu jest bardzo podobny.



Rys. 10. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych przy statycznym wzroście obciążeń, w przekroju pionowym przez staw biodrowy po zabiegu kapoplastyki

Fig. 10. The maps of stress distributions reduced at the static increase of loads in vertical section through the hip joint after hip resurfacing operation

Rysunek 11 przedstawia rozkłady przemieszczeń w endoprotezie nakładkowej i w strukturach kostnych. Przemieszczenia w strukturach okołoprotezowych są małe – sięgają 0,03 mm i mają równomierny rozkład. Powodem tak małych przemieszczeń są bardzo twarde i wytrzymałe struktury endoprotezy wykonane z metalu jak również znacznie większa powierzchnia kontaktu nakładki na głowę i panewki w odróżnieniu od standardowych endoprotez stosowanych w zabiegach totalnej alloplastyki, w których średnice głowy i panewki są znacznie mniejsze **[L. 10, 15–17]**. W kapoplastyce średnica tribologicznego kontaktu kapy na głowę i sztucznej panewki jest znacznie bardziej zbliżona do makroparametrów geometrycznych naturalnego stawu pacjenta. Przemieszczenia występujące w strukturach okołoprotezowych mogą być niebezpieczne dla stref stabilizacji elementów protezy. Mogą powodować kruszenie się cementu w warstwie mocującej nakładkę oraz w warstwie cementu stabilizującej bolec nakładki w głowie kości udowej. Dlatego też najnowsze rozwiązania konstrukcyjne dla kapoplastyki mają nakładkę na głowę kości udowej mocowaną bezcementowo **[L. 2, 18, 20]**.



Rys. 11. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych w strefie kontaktu elementów endoprotezy i w strukturach kostnych

Fig. 11. The maps of resultant distributions in the contact zone of e elements of endoprosthesis and bone structures

Podsumowując otrzymane wyniki analiz, można zauważyć, że naprężenia po zabiegu kapoplastyki nie mają zbyt dużych wartości. W rozważanym przypadku nie przekraczają fizjologicznej odporności tkanek i mogą stymulować procesy kościotworzenia. Niebezpieczna jest obwodowa asymetria naprężeń zarówno dla konstrukcji protezy, w której może zachodzić nierównomierne zużycie, jak również dla struktur tkankowych, w których może wystąpić proces

wytężenia w trakcie chodu, biegu, skoku lub w innych niezamierzonych sytuacjach ekstremalnych. Z uwagi na występowanie asymetrycznych spiętrzeń w szyjce kości udowej należy uznać ten obszar za potencjalnie niebezpieczny w ewentualnych zabiegach kapoplastyki u osób starszych. Można byłoby uznać, że ten typ protezowania stawu biodrowego powinien być wykonywany u pacjentów młodych, u których wystąpiły zmiany patomorfologiczne na powierzchniach stawowych, natomiast struktury kostne szyjki są odporne wytrzymałościowo. Symulacje przeprowadzone tą procedurą przed zabiegiem kapoplastyki mogą prognozować stan wytrzymałościowy w operowanym biodrze oraz dać odpowiedź na pytanie, jakie będą rokowania odległe.

WNIOSKI

1. Opracowana procedura budowy kompleksowych modeli odwzorowujących strukturę anatomiczną w oparciu o analizę obrazu i rekonstrukcję przestrzenną na podstawie CT wraz z implantowaną konstrukcją endoprotezy zamodelowaną w 3D – może stanowić podstawę do analizy wytrzymałościowej i tribologicznej przed zabiegiem operacyjnym kapoplastyki.
2. Wykorzystanie programów liczących do analizy naprężeń i przemieszczeń, z zastosowaniem metody elementów skończonych, pozwala ocenić rozkłady i wartości naprężeń oraz przemieszczeń w konstrukcji endoprotezy, w strefie kontaktu oraz w tkankach przyległych. Umożliwia wyznaczenie stref przeciążenia lub braku kompresji.
3. Z przeprowadzonych analiz wynika, że stan obciążeń nakładki na głowę kości udowej i panewki był kilkakrotnie mniejszy od wytężenia tej konstrukcji. W strukturach kostnych strefy implantacji nie zaobserwowano przekroczenia progu fizjologicznej wydolności tkanek. Należy jednak podkreślić występowanie asymetrii obwodowej w szyjce, która jest szczególne narażona na złamanie w warunkach fizjologicznych obciążeń.
4. Skojarzenie twardej metalowej panewki i nakładki na głowę zwiększa wytrzymałość jak również odporność na ścieranie, ale może powodować nadmierne przesztywnienie układu. Asymetryczne obszary maksymalnych naprężeń w strefie tribologicznego kontaktu mogą skutkować nierównomiernym zużyciem elementów konstrukcyjnych. Niekorzystny wpływ na stabilizację protezy ma asymetria obwodowa rozkładu naprężeń w strefach fiksacji nakładki na głowę i panewki.

LITERATURA

1. Bergman G., Deuretzbaher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Journal of Biomechanics 34 (2001), s. 859–871.

2. Coulter G., Young D.A., Dalziel R.E., Shimmin A.J.: Birmingham hip resurfacing at a mean of ten years: results from an independent centre, J Bone Joint Surg Br. 94(3) 2012, s. 315–321.
3. Cwanek J.: Przydatność parametrów struktury geometrii powierzchni do oceny zużycia sztucznych stawów biodrowych. Wydawnictwo Uniwersytetu Rzeszowskiego, Rzeszów 2009.
4. Czerwiński E.: Problemy realopllastyki rewizyjnej stawu biodrowego w Polsce i na świecie. XXXIII Scientific Congress of Polish Orthopedic and Traumattology Society, Kraków, Skinder s.c. 2000, s. 35.
5. Hull P., Baxter J.A., Lewis C., Kordas G., Foguet P., Prakash U.: Metal-on-metal hip resurfacing with uncemented fixation of the femoral component. A minimum 2 year follow up, Hip Int. 21(4), 2011, s. 475–478.
6. Krzesiński G.: Wytrzymałościowe aspekty projektowania i analizy inżynierskiej układów implant–kość. Tom 5 – Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. Red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
7. Madej T., Ryniewicz A.M.: Tests of cemented endoprostheses of hip joint using numerical models, Methods of applied sciences, Vol. 6, Informatics and media, electrical engineering, biomechanics and bioengineering, science and technique development, Szczecin: Wydawnictwo PPH ZAPOL 2010, s. 123–130.
8. Madej T., Ryniewicz A.M.: The material-structure estimation of endoprostheses of hip joint in the numerical simulations, Engineering of Biomaterials 95, 2010, s. 22–32.
9. Madej T., Ryniewicz A.M.: The simulation of contact mechanics in endoprostheses of the hip joint by complex load state, Przegląd Lekarski t. 64, 2007, s. 104–108.
10. Madej T.: Modelowanie sterfy ruchowej endoprotezy stawu biodrowego w aspekcie biomateriałów, rozprawa doktorska AGH, Kraków 2008.
11. Madhu T.S., Akula M.R., Raman R.N., Sharma H.K., Johnson V.G.: The Birmingham hip resurfacing prosthesis: an independent single surgeon's experience at 7-year follow-up, J Arthroplasty 26(1), 2011, s. 1–8.
12. Ryniewicz A., Ryniewicz A.M.: Measurement method and strategy of evaluation of the joint shape and articulation surface profile, Journal Instituto Nazionale di Ricerca Metrologica, Torino Italy 2008/11, s. 65–73.
13. Ryniewicz A.M.: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka. Monografia nr 111, ISSN 0867-6631 UWND AGH, Kraków 2002.
14. Ryniewicz A.M.: Analiza geometrii strefy współpracy biołożysk w aspekcie tribologii i choroby zwyrodnieniowej stawów oraz opracowanie teoretycznych podstaw do konstrukcji endoprotez. Projekt badawczy nr 5T07B 00124 KBN 2006.
15. Ryniewicz A.M., Madej T.: Biomechanics analysis in the hip joint after total alloplasty with various variants of cemented endoprostheses, Mechanika w Medycynie, Rzeszów 2010, s. 253–264.
16. Ryniewicz A.M, Madej T.: The analysis of biomechanical state in a hip joint after complete alloplastics with different variant of cementless endoprosthesis Tribologia 2010.41/2, s. 137–152.
17. Ryniewicz A.M., Madej T.: The estimation of constructions of cementless endoprostheses of hip joint using finite element method, Methods of applied

sciences. Vol. 6, Informatics and media, electrical engineering, biomechanics and bioengineering, Wydawnictwo PPH ZAPOL Dmochowski, Szczecin 2010, s. 141––150.
18. Schleicher I., Haselbacher M., Mayr E., Kaiser P.M., Lenze F.W., Keiler A., Nogler M.: Accuracy of navigation in hip resurfacing with different surgeons and varying anatomy, Comput Aided Surg. 17(2) 2012, s. 77–85.
19. Treacy R.B., McBryde C.W., Shears E., Pynsent P.B: Birmingham hip resurfacing: a minimum follow-up of ten years, Bone Joint Surg Br. 93(1), 2011, s. 27–33.
20. Van Der Bracht H., Eecken S.V., Vyncke D., Van Dooren J., Jansegers E.: Clinical and functional outcome of the Birmingham hip resurfacing, Acta Orthop Belg. 77(6), 2011, s. 771–776.
21. www.zimmer.co.uk/z/ctl/op/global/action/1/id/9226/template/MP.

Summary

The study presents the modelling of overlay elements used in hip resurfacing and their virtual application into the patient's reconstructed bone structures that had been imaged in Computed Tomography (CT). Strength calculations were conducted and in the implanted hip distributions of stresses and displacements were determined for accepted, three-dimensional configuration of loads in FEMAP/Nastran v. 8.3. The results allow the analysis of constructional elements of the endoprosthesis, the contact zone of overlay of head and cup, as well as their influence on the pelvic and femoral bones of the operated hip.