

WPLYW KSZTAŁTU ENDOPROTEZY NA STAN WYTEŻENIA I ODKSZTAŁCENIA KOŚCI UDOWEJ

ANTONI JOHN, MATEUSZ DUDA, GRZEGORZ KOKOT

*Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska
e-mail: antoni.john@polsl.pl, mateusz.duda@polsl.pl, grzegorz.kokot@polsl.pl*

Streszczenie. W pracy przedstawiono wstępne wyniki analizy wariantowej kształtu endoprotezy. Ustalenie optymalnego kształtu ma zasadniczy wpływ na rozkład odkształceń i naprężeń, jak również na sztywność całego układu endoproteza-kość udowa. Modele kości udowych i endoprotez zostały stworzone z wykorzystaniem oprogramowania do obrazowania medycznego oraz oprogramowania do modelowania CAD. Endoproteza została zaprojektowana jako anatomiczna bezcementowa ze względu na silną krzywiznę osobniczą badanej kości udowej oraz jako model parametryczny ze względu na zapewnienie łatwego sterowania kształtem endoprotezy. Układy endoproteza-kość udowa, jak również kość udowa przed zabiegiem alloplastyki, zostały obciążone siłą mięśniową pochodzącą od mięśnia gluteusmedius [7] oraz siłą odpowiadającej masie górnej części ciała, tj. 600N. Zadania były rozwiązywane w zakresie liniowo-sprężystym metodą elementów skończonych. Ze względu na określenie wpływu sposobu modelowania materiału struktur anatomicznych na otrzymane wyniki odkształceń i naprężeń przyjęto rozkład materiałowy jednorodny i niejednorodny.

1. WSTĘP

Zabieg całkowitej alloplastyki stosowany jest przy uszkodzeniach stawu biodrowego zarówno w następstwie wypadków, jak i zużycia tribologicznego. Operacja składa się z etapu zabiegu implantacji protezy panewki stawu biodrowego oraz z etapu implantacji endoprotezy do kości udowej. Endoproteza użyta w tych etapach może być cementowa lub bezcementowa. Powodzenie zabiegu implantacji protezy bezcementowej, będącej przedmiotem niniejszych rozważań, jest ściśle związane z brakiem możliwości występowania mikroruchów pomiędzy endoprotezą a kością gąbczastą. Sytuacja taka jest bowiem wskazana do zaistnienia procesu osteointegracji, czyli wrastania kości gąbczastej w porowatą strukturę endoprotezy [1]. Relatywnie duże przemieszczenia na styku endoproteza-kość gąbczasta mogą również powodować ból [2]. Minimalizacja mikroruchów w początkowej fazie przebudowy jest ściśle związana z odkształceniami kości gąbczastej w obrębie endoprotezy. Przez endoprotezę są bowiem przekazywane siły pochodzące od górnej części ciała bezpośrednio na tkankę gąbczastą, a w miejscach szczególnych zależnych od kształtu endoprotezy następuje koncentracja odkształceń. Ograniczając przemieszczenia, jednocześnie ogranicza się odkształcenia kości gąbczastej. Jest zatem możliwe wnioskowanie o ograniczeniu przemieszczeń na styku endoproteza – kość gąbczasta na podstawie wartości i rozkładu

odkształceń. Identyfikacja miejsc koncentracji odkształceń jest bardzo istotna ze względu na proces przebudowy kości. Miejsca te ulegają bowiem w pierwszej kolejności przebudowie, czego rezultatem jest umocnienie materiału kości gąbczastej w danym rejonie. W kości anatomicznie prawidłowej siły działają bezpośrednio na kość korową oraz pośrednio na kość gąbczastą. Jednakże miejsca podlegające największym odkształceniom i naprężeniom również ulegają naturalnej przebudowie i umocnieniu. Powoduje to powstanie tzw. łuków gotyckich wg Bombellego, które odzwierciedlają dystrybucję sił w kości udowej.[3] Ten proces zostaje zaburzony przez wprowadzenie ciała obcego, jakim jest endoproteza. Ma to bezpośredni wpływ na późniejszy rozkład odkształceń oraz naprężeń ściśle związanych ze sztywnością całego układu endoproteza-kość udowa. Zmieniając zatem kształt endoprotezy, można bezpośrednio kontrolować miejsca przebudowy tkanki gąbczastej.

Do procesu wnioskowania o kierunku przebudowy kości wykorzystano analizę wariantową kształtu endoprotezy. Kształt endoprotezy opisano najmniejszą potrzebną liczbą wymiarów pozwalających na sterowanie tym kształtem. Modele endoprotezy i kości wykonano z zastosowaniem programu do obrazowania medycznego i modelowania CAD. W etapie projektowania anatomicznego kształtu endoprotezy wykorzystano metodykę zaproponowaną przez Yongtae i Kuiwoon[4]. Symulację resekcji głowy kości udowej oraz właściwe umieszczenie endoprotezy przeprowadzono w środowisku CAD, bazując na wytycznych zawartych w literaturze[5].

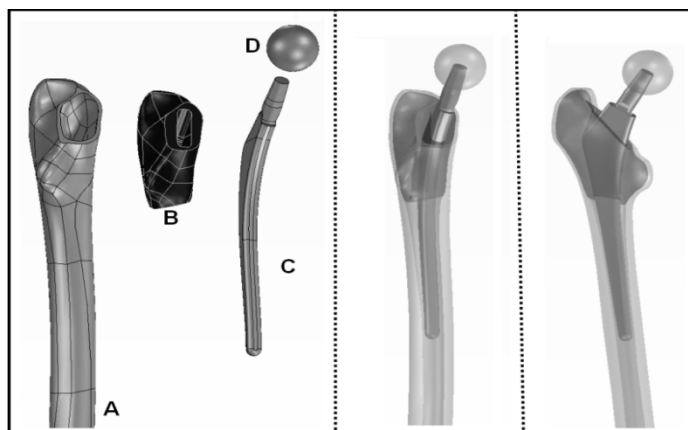
Można przypuszczać, że dystrybucja odkształceń w pierwszych dniach po implantacji, czyli we wczesnej fazie przebudowy kości, będzie związana ze sztywnością całego układu endoproteza-kość udowa, a więc ze sposobem osadzenia endoprotezy w kości udowej. W tym celu jednym z wymiarów parametrycznych był kąt opisujący wymiar trzpienia, a więc dopasowanie do kanału szpikowego kości udowej. Przy idealnym dopasowaniu kształtu endoprotezy do kształtu kanału szpikowego oraz przy maksymalnych innych wymiarach zwiększających objętość endoprotezy, a więc wypełnienie przez jej ciało kości udowej, sztywność układu będzie największa. Jednak powstało pytanie, czy taki układ nie jest przesztyniony. Elastyczność kości udowej po zabiegu endoprotezoplastyki powinna być taka sama lub maksymalnie zbliżona do zachowania kości anatomicznie prawidłowej. Jest to związane z reakcjami w głowie kości udowej przekazywanymi na kręgosłup. Przesztynienie układu endoproteza-kość udowa może zatem być bardzo niekorzystne. W celu przestudiowania niniejszego problemu wykonano symulacje numeryczne metodą elementów skończonych dla kości udowej przed zabiegiem alloplastyki, a następnie porównano wyniki przemieszczeń w kierunku osi wertykalnej z wynikami dla kości po implantacji endoprotezy. Oba układy obciążono siłą pionową symulującą wartość masy górnej części ciała (60kg). Taki schemat obciążenia w późniejszym etapie badań pozwoli na walidację zadań rozwiązanych numerycznie. Podobne podejście zaprezentował Trabelsi [6]. Dodatkowo zadano wartość reakcji mięśnia gluteusmedius zgodnie z wartością dla fazy pełnego obciążenia występującą w modelu Pouwellsa [7]. Dane materiałowe zaczerpnięto z literatury [7,8,9,10] oraz ze zdjęć tomograficznych przy użyciu odpowiednich równań konwertujących skalę szarości do wartości modułu Younga E [11,12,12]. Dwa sposoby modelowania dystrybucji materiału – jednorodny oraz niejednorodny – są bardzo często spotykane w literaturze [np.1,7,8,14,15]. Rozkład materiału niejednorodny jest związany z przekazywaniem sił przez kość [3]. Jest zatem zasadne pytanie: czy uproszczenie dystrybucji materiału do modelu jednorodnego nie jest zbyt dużym uproszczeniem w przypadku modelowania układów anatomicznych z protezami, takich jak endoproteza-kość udowa. Jak wykazano w niniejszej pracy, takie uproszczenie może prowadzić do zasadniczych błędów, w szczególności wtedy, gdy informacjami poszukiwanymi są obszary koncentracji odkształceń oraz sztywność układu.

2. METODYKA

2.1. Budowa modeli numerycznych

Do budowy modeli geometrycznych standardowo wykorzystuje się specjalistyczne programy do obrazowania medycznego. Ze względu na skomplikowanie geometrii struktur anatomicznych budowa modeli geometrycznych jest procesem czasochłonnym. Dokładność wykonania modeli 3D przekłada się często na dokładność modeli numerycznych wykorzystywanych do obliczeń metodą elementów skończonych stosowaną do analizy układów biomechanicznych.

Do utworzenia modeli geometrycznych w niniejszych badaniach wykorzystano dane tomograficzne. Na ich podstawie utworzono modele powierzchniowe, które następnie przetworzono je na modele bryłowe z użyciem programów do modelowania CAD. Takie podejście było pożądane ze względu na potrzebę symulacji procesu resekcji głowy kości udowej oraz implantacji endoprotezy.



Na podstawie danych z TK utworzono endoprotezę o kształcie parabolicznym. Kąt inklinacji oraz antetorsji odwzorowywał naturalne kąty kości udowej przed resekcją. Proteza została dopasowana do krzywizny kości reprezentowanej przez krzywą powstałą poprzez połączenie punktów znajdujących się w środku obrysów kolejnych przekroji kości korowej. Podobne podejście zaprezentowali Yongtae, Kuiwoon[4].

Kształt endoprotezy anatomicznej opisano wymiarami (tabela 1): kątem rozwarcia trzpienia (A), długością szyjki (D) i promieniem zaokrąglenia szyjki endoprotezy (R). Proces resekcji głowy kości udowej i umiejscowienie protezy w kości przeprowadzono na podstawie danych zaczerpniętych z literatury [5].

Rys 1. Model geometryczny analizowanego układu.

W skład modelu wchodzi: A – kość korowa, B- kość gąbczasta, C – trzpień endoprotezy, D – główka endoprotezy pracująca w panewce stawu biodrowego.

Tabela 1. Wartości parametrów endoprotezy.

Typ	A	B	C
R [mm]	100	60	130
D [mm]	12	25	25
A [°]	4.8	4.8	3.3

Ostatecznie utworzono trzy modele układów endoproteza-kość udowa (rys. 1), które podzielono na elementy skończone 4-węzłowe. Całkowita liczba elementów zawierała się w zakresie 1-1.3mln dla modeli po zabiegu alloplastyki oraz 1.5mln dla modeli przed zabiegiem. Liczba stopni swobody wynosiła odpowiednio 570-590 tys. i 630tys.

2.2. Określenie wartości materiałowych

Model ośrodka (materiału) kości korowej i gąbczastej przyjęto jako liniowo-sprężysty izotropowy, jednorodny i niejednorodny. Dla modelu jednorodnego przyjęto wartości materiałowe na podstawie literatury [8,10]. Wartości te wynosiły odpowiednio dla kości korowej $E=12\text{GPa}$, $\nu=0.32$, a dla kości gąbczastej $E=600\text{MPa}$, $\nu=0.33$.

Niejednorodną dystrybucję materiału określono na podstawie konwersji skali szarości na moduły Younga E za pomocą odpowiednich równań. Zarówno niejednorodność kości korowej, jak i bełczkowej, została wyrażona przez 15 różnych materiałów dla każdej z nich. Zakres wartości parametrów materiałowych umieszczono w tabeli 2. Średnia wartość dla kości korowej modułu Younga E wynosiła 12.92GPa , a dla kości gąbczastej 510MPa .

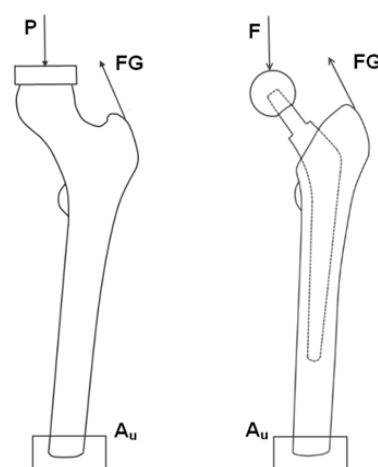
Uzyskana dystrybucja materiałowa jednoznacznie korespondowała ze schematem przekazywania sił poprzez kość udową zaproponowaną przez Bombellego [3]. Dodatkowo utworzono model kości udowej przed zabiegiem endoprotezoplastyki z modelem materiału jednorodnym o wartościach modułu Younga E dla poszczególnych struktur kostnych równym średnim wartościom dla modelu niejednorodnego. Wartości materiałowe i współczynniki Poissona dla endoprotezy i główki endoprotezy zaczerpnięto z literatury [14,16].

Tabela 2. Równania użyte do konwersji skali szarości oraz wynikowe parametry

Struktura	Równanie	Moduł Younga E [GPa]	
		Min.	Max.
Kość gąbczasta	$\rho = -0.134 + 1.017GV$ [11]	0.208	
	$E = 2.9733e^{-4}\rho^{1.92}$ [12]	0.937	
		Średnia	0.510
Kość korowa	$\rho = -0.134 + 1.017GV$ [11]	5.82	
	$E = -6.087 + 0.01\rho$ [12]	20.0	
		Średnia	12.92
	Współczynnik Poissona	Moduł Younga E [GPa]	
Endoproteza	0.3	105.00	[14]
Główka endoprotezy	0.3	180.00	[16]

2.3. Warunki brzegowe

Dla otrzymanych modeli anatomicznie prawidłowych oraz po zabiegu alloplastyki przeprowadzono obliczenia numeryczne. Analizy zostały przeprowadzone z tymi samymi warunkami brzegowymi. Modele (rys. 2) obciążono siłą odpowiadającą masie górnej części ciała, tj. 60kg . Dodatkowo zasymulowano reakcję mięśnia gluteusmedius (FG) zgodnie z modelem Pouwellsa [7]. Obciążenie na głowę (P) kości udowej przekazano poprzez cylinder dopasowany do geometrii głowy. Materiał cylindra stanowiła stal ($E=200\text{GPa}$, $\nu=0.3$). Warunek brzegowy dla modelu z zaimplantowaną protezą stanowiła siła przyłożona węzłowo do modelu numerycznego główki endoprotezy pracującej w stawie biodrowym. Oba modele utwierdzono na brzegu A_u .



Rys. 2. Warunki brzegowe.

3. WYNIKI

3.1. Analiza modeli anatomicznie prawidłowych

Zestawienie tabelaryczne (tabela 3) wyników symulacji pokazuje, że rozkład materiału jednorodny ma wpływ na przemieszczenia pionowe kości, a więc na jej sztywność. Na sztywność kości wpływa przede wszystkim wartość modułu Younga E kości korowej. Wraz ze wzrostem elastyczności kości (tabela 3, analiza nr 3) wzrastają również naprężenia (wg hipotezy wyteżeniowej Hubera-Misesa) w materiale kości korowej w porównaniu do modeli jednorodnych (tabela 3, analiza nr1 oraz nr 2), ale zmniejszają się w obrębie kości gąbczastej. Wzrastają również odkształcenia obu kości, a kości gąbczastej nawet dwukrotnie. Mapy naprężeń i odkształceń są ściśle związane z miejscami występowania warunków brzegowych. Największe odkształcenia pojawiają się w obrębie działania mięśnia gluteusmedius oraz wynikają z rozciągania górnej części szyjki kości udowej. Natomiast dolna część jest ściskana, tak samo jak góra kości udowej, co wynika z występowania w tym miejscu warunku siłowego.

Tabela 3. Wyniki symulacji dla modeli anatomicznie prawidłowych. Oznaczenia: G – kość gąbczasta, K – kość korowa

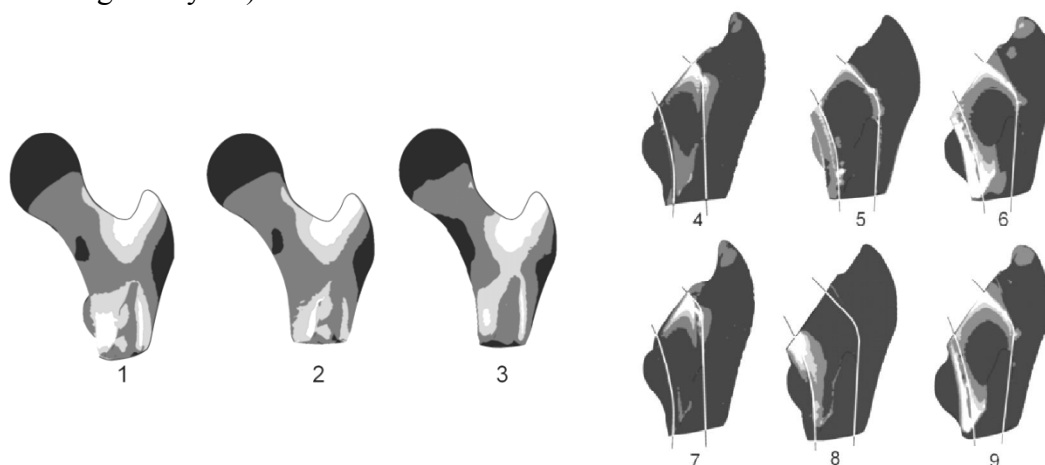
Material	Jednorodny		Jednorodny		Niejednorodny	
Nr analizy	1		2		3	
Wartość modułu Younga E	$E_g=600$ MPa $E_k=12.000$ GPa		$E_g=510$ MPa $E_k=12.92$ GPa		Średni moduł E : $E_g=510$ MPa $E_k=12.92$ GPa	
Struktura	G	K	G	K	G	K
ϵ_{max}	3.718e-3	6.651e-3	3.720e-3	6.362e-3	6.200e-3	7.800e-3
σ_{II} [MPa]	2.952e1	1.240e2	2.968e1	1.260e2	2.845e1	1.288e2
u_z [mm]	1.059		0.982		0.792	

Obszary koncentracji odkształceń dla wszystkich modeli są podobne (modele 1,2,3 widoczne na rys. 3), ale dla modelu z dystrybucją materiału niejednorodną obszary zasadniczo się różnią – są zdecydowanie większe i bardziej odpowiadają wspomnianemu wcześniej modelowi dystrybucji sił w postaci łuków gotyckich. Jest zatem zasadne, aby do właściwej oceny przyjmować niejednorodną dystrybucję materiału.

3.2. Analiza modeli po zabiegu alloplastyki

Badania numeryczne obejmowały analizy modeli z rozkładem materiału jednorodnym (tabela 4, analiza 4,5,6) oraz niejednorodnym (tabela 4, analiza 7,8,9) dotyczącym różnych typów endoprotez: typ A – analiza 4 i 7, typ B – analiza 5 i 8 oraz typ C – analiza 6 i 9. Przeprowadzone symulacje pokazują zasadnicze rozbieżności w wynikach pomiędzy modelami z tymi samymi typami endoprotez, ale z innym rozkładem materiałowym. Porównując wyniki zestawione w tabeli 4, można zauważyć, iż w przypadku modeli z dystrybucją materiału jednorodną analiza nr 6 wykazała w porównaniu do analizy nr 4 mniejsze wartości przemieszczeń w przeciwieństwie do modeli z niejednorodną dystrybucją materiału (odpowiednio analiza nr 9 oraz nr 7). Wartości odkształceń i naprężeń nie wykazują tej tendencji. Bazując tylko na analizie modeli z rozkładem materiału jednorodnym, można wyciągnąć odmienne wnioski niż analizując modele z rozkładem materiału niejednorodnym. Zgodnie z przypuszczeniami (patrz punkt 1: Wstęp) dystrybucja odkształceń jest ściśle związana ze sztywnością całego układu (rozkłady na rys. 3). Przy maksymalnym dopasowaniu kształtu endoprotezy do kanału szpikowego, czyli

maksymalnego dopuszczalnego wymiaru kąta A, przemieszczenia układu są najmniejsze (analiza nr 5 dla rozkładu materiału jednorodnego oraz analiza nr 8 dla rozkładu niejednorodnego na rys. 3).



Rys 3. Przykładowe przekroje poprzez modele kości gąbczastej przedstawiające mapy koncentracji odkształceń dla poszczególnych analiz (wartości przedstawiono w tabeli 3 oraz tabeli 4) - kolory jasne oznaczają obszary maksymalne odkształceń

Sterując jednocześnie promieniem zaokrąglenia R oraz długością szyjki D, można zbliżyć się do sztywności porównywalnej z anatomiczną, minimalizując wartości odkształceń. Odkształcenia dla wszystkich typów endoprotez są znaczne, co jest związane z kontaktem dwóch ciał o dużej różnicy modułu Younga E, ale są na bardzo podobnym poziomie. Naprężenia σ_H oraz przemieszczenie wertykalne u_z , jakie powstają w układzie po implantacji protezy A, są bardzo zbliżone do poziomu uzyskanego dla modelu przed zabiegiem alloplastyki z modelem materiału niejednorodnym, traktowanym tutaj jako wzorcowy (tabela nr 3, analiza nr 3). Jednak najmniejsze odkształcenia w obrębie kości gąbczastej uzyskano przy zastosowaniu endoprotezy typu B, czyli z maksymalnym dopasowaniem trzpienia do kanału szpikowego. Wartości przemieszczeń są natomiast 3.4 razy mniejsze niż dla modelu wzorcowego przed zabiegiem endoprotezoplastyki.

Tabela 4. Wyniki symulacji dla modeli po zabiegu alloplastyki. Oznaczenia: G – kość gąbczasta, K – kość korowa, E – endoproteza

Material	Jednorodny								
Nr analizy	4			5			6		
Struktura	G	K	E	G	K	E	G	K	E
ϵ_{max}	2.035e-2	1.046e-2	7.299e-3	1.202e-2	1.901e-3	0.977e-3	1.503e-2	6.733e-3	1.708e-3
σ_H [MPa]	3.032e1	2.177e2	2.213e2	1.024e1	5.421e1	1.203e2	3.097e1	1.112e2	1.102e2
u_z [mm]	1.373			0.276			1.074		
Material	Niejednorodny								
Nr analizy	7			8			9		
Struktura	G	K	E	G	K	E	G	K	E
ϵ_{max}	3.217e-2	6.248e-3	9.608e-4	1.543e-2	1.225e-3	1.063e-3	2.805e-2	6.036e-3	2.907e-3
σ_H [MPa]	2.811e1	1.557e2	1.597e2	9.139e0	4.978e1	1.281e2	2.889e1	1.103e2	1.110e2
u_z [mm]	0.798			0.232			0.950		

4. DYSKUSJA

Przeprowadzone badania pozwalają jednoznacznie stwierdzić, iż modelowanie niejednorodnej dystrybucji materiału ma zasadnicze znaczenie. Jak pokazują wyniki symulacji ściskania nr 1,2,3 dla kości udowej przed zabiegiem resekcji jej głowy i implantacji endoprotezy, dystrybucja odkształceń przebiega w inny sposób. Ocena stanu odkształcenia kości udowej na podstawie symulacji numerycznych z wykorzystaniem modelu materiału jednorodnego jest niewystarczająca i może prowadzić do błędnych wniosków. Jest to związane z rozkładem materiału korespondującym z dystrybucją sił wg Bombellego. Zostało to potwierdzone przede wszystkim wynikami symulacji nr 4,6 oraz 7,9.

Otrzymane wyniki pozwoliły również określić wpływ poszczególnych parametrów na sztywność układu. Choć ostateczne zachowanie całego układu endoproteza-kość udowa zależy od wszystkich wytypowanych trzech parametrów A, D, R, to wykazano, że dopasowanie trzpienia do kanału endoprotezy ma zasadnicze znaczenie dla sztywności całego układu. Symulacja dotycząca typu endoprotezy A, czyli analiza nr4 (materiał jednorodny) oraz 7 (materiał niejednorodny) pokazała, że, sterując promieniem zaokrąglenia szyjki R oraz długości szyjki D, można sterować sztywnością endoprotezy. W ten sposób można również tak optymalizować kształt endoprotezy, by zachowanie kości udowej po zabiegu alloplastyki było zbliżone do naturalnego. Stan taki jest pożądany ze względu na właściwy przebieg procesu osteointegracji, minimalizację ewentualnych dolegliwości bólowych i ograniczenie naprężeń mogących prowadzić do mikropęknięć kości.

Dystrybucja odkształceń pokazana w postaci map odkształceń pozwala ustalić potencjalne obszary mogące ulec przebudowie, tj. umocnieniu kości gąbczastej. Należy jednak pamiętać, że schemat obciążenia przyjęty do obliczeń nie jest schematem anatomicznie prawidłowym. Ustalenie kształtu endoprotezy, a tym samym określenie obszarów przebudowy, powinno być przeprowadzone dla modeli, jak ustalono, z niejednorodnym rozkładem materiału, z maksymalnym dopasowaniem kształtu trzpienia endoprotezy do kanału szpikowego oraz z anatomicznym układem obciążenia. Badania powinny zostać poszerzone o wykonanie prototypu wytypowanego optymalnego kształtu endoprotezy, jego implantacji i symulacji procesu obciążenia w celu walidacji wyników.

Praca jest częścią projektu N N518290140 finansowanego przez Narodowe Centrum Nauki.

LITERATURA

1. Ruben R.B., Folgado J., Fernandes P.R.: Three-dimensional shape optimization of hip prostheses using a multicriteria formulation. "Struct Multidisk Optim" 2007, p. 261-275.
2. Herzurm PJ., Simpson S., Duffin S., Oswald SG., Ebert FR.: Thigh pain and total hip arthroplasty. "Clin Orthop Relat Res." 1997, p. 156 – 161.
3. Będziński R.: Biomechanika inżynierska: zagadnienia wybrane. Wrocław: Ofic. Wyd. Pol. Wrocł., 1997.
4. Yongtae J., Kuiwoon Ch.: Design of patient-specific hip implants based on the 3D geometry of the human femur. In: "Advances in Engineering Software" 2010, Vol. 41, Iss. 4, p. 537-547.
5. Breusch S. J., Malchau H.: The well-cemented total hip arthroplasty. 2.2 Operative steps: femur; 5.2 Bone preparation: femur. "Springer MedizinVerlag" 2005, p. 28-37, p. 125-141.

6. Trabelsi N., Yosibash Z., Wutte Ch., Augat P., Eberle S.: Patient-specific finite element analysis of the human femur—a double-blinded biomechanical validation., *Journal of Biomechanics*”, 2011, Vol.44, Iss. 9, p. 1666–1672.
7. Więckowski W.: Stress state analysis in the femur after the implantation of the anatomical centega type stem. “Bio-algorithms and med-systems” 2006, t. 2, No. 3, p. 49 – 61.
8. Koivumaki J.E.M., Thevenot J.: Does femoral strain distribution coincide with the occurrence of cervical versus trochanteric hip fractures? An experimental finite element study. “Med Biol Eng Comput.” 2010, Vol. 48, Iss. 7, p. 711-717.
9. John A., Duda M.: Simulation of human gait for orthotropic model of pelvis-femur set. In: Short papers of 19th Conference on Computer Methods in Mechanics CMM 2011. Warszawa2011, p. 227-229.
10. Hung-Wen W., Shih-Sheng S.: The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage. “Medical Engineering & Physics” 2005, Vol. 27, Iss. 4, p. 195-304.
11. Mimics Materialise Help, Material Data Assignment.
12. Cowin S.C.: Bone Mechanics. CRC Press LLC, 2001. Chapter 15.6.2, p. 420 – 421.
13. Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B. : Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone. “Medical Engineering & Physics” 1995, Vol. 17, Iss. 5, p. 347-355.
14. Mamadou T. B., Prasanth B.N, Browne M.: Mesh morphing for finite analysis of implant positioning in cementless total hip replacements. “Medical Engineering & Physics” 2009, Vol. 31, , Iss. 10, p. 1235-1243.
15. Reggani B.: Simulation models in biomechanics and experimental mechanics. Ph.D. Thesis, Università degli Studi di Bologna, Dipartimento di Ingegneria delle Costruzioni Meccaniche, Nucleari, Aeronautiche e di Metallurgia, 2007, p. 32-34.
16. John A., Wysota P.: QCT as a base of computer aided diagnosis of osteoporotical Changes, “Computed Tomography - Clinical Applications” 2012, Vol. 9, Chapter 9, p. 150-170.

THE INFLUENCE OF SHAPE ENDOPROSTHESIS ON STATE OF STRESS AND STRAIN OF FEMUR

Summary. In this paper the preliminary analysis of shape of endoprosthesis on effort state of femur after alloplasty has been shown. Creating the prosthesis the control of bone’s remodelling is possible by appropriate distribution of forces, especially in contact area. The important problem is to determine to what extent the shape of endoprosthesis influences bones’ state. The parametric model of endoprosthesis was implanted into femur. In the next step FEM models were created and the analyses were conducted. The prosthesis was loaded by force corresponding to upper body’s weight. The isotropic homogenous and heterogeneous material was used in model in order to specify the influence of the material properties on distributions of forces in contact area. The different values of materials data for the heterogeneous material (Young’s modulus E) were establish by conversion of gray values of tomographic images