

Arkadiusz SZAREK, Instytut Obróbki Plastycznej, Inżynierii Jakości i Bioinżynierii,
Politechnika Częstochowska, Częstochowa

OCENA RÓŻNIC OBCIĄŻENIA KOŚCI UDOWEJ PO IMPLANTACJI ENDOPROTEZY CEMENTOWEJ I BEZCEMENTOWEJ

Streszczenie. W badaniach zaprezentowane zostaną różnice w naprężeniach kości udowej po implantacji endoprotezy stawu biodrowego. Do badań przyjęto dwa rodzaje trzpieni, różniących się od siebie zarówno geometrią jak i sposobem mocowania. Przeprowadzone badania pozwalają na określenie zjawisk zachodzących w obszarze kości udowej z wszczepionym trzpieniem oraz prognozować miejsca powstania ubytków kostnych. Weryfikacja badań numerycznych została dokonana przez analizę wyników badań klinicznych pacjentów po całkowitej alloplastyce stawu biodrowego.

1. WSTĘP

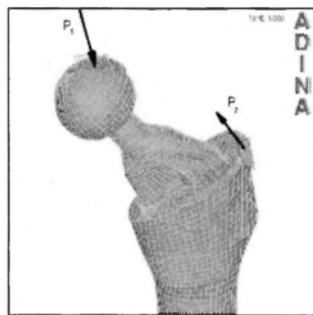
Wyniki kliniczne całkowitej cementowej i bezcementowej protezoplastyki stawów biodrowych ulegają pogorszeniu z różnych przyczyn w miarę upływu czasu. Większość niepowodzeń jest skutkiem aseptycznego obłuzowania, czyli powolnego, lecz postępującego procesu, często współistniejącego z ubytkiem kostnym [16]. Przyczyną procesów powodujących obłuzowanie protezy jest szereg ciągle jeszcze nie w pełni poznanych czynników [3], ale na pewno decydujący wpływ na tak niekorzystne zjawiska mają siły w stawie biodrowym, powodujące znaczne odkształcenia i naprężenia w układzie kość – implant [5]. Pomimo wielu rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez stawu biodrowego istniejących na rynku nie ma obecnie opracowanych kryteriów doboru trzpieni na stan odkształceń i naprężeń występujących w kości. Znane są już kryteria kliniczne dobrze przeprowadzonej alloplastyki stawu biodrowego, brak jest jednak powiązania ich z kryteriami biomechanicznymi [6]. Rozwój biomechaniki inżynierskiej stworzył duże możliwości w zakresie badań dotyczących układu kostno - stawowego człowieka, a tym samym wpłynął na znaczące sukcesy w chirurgii ortopedycznej. Wykorzystanie nowych technologii badawczych i leczniczych, w tym systemów wspomaganych komputerowo, jest w chwili obecnej nieodzownym warunkiem uzyskania poprawy jakości zabiegów protezoplastyki [17]. Dalszy rozwój totalnej alloplastyki stawu biodrowego jest więc uzależniony od dostosowania właściwości fizyko-mechanicznych endoprotez do anatomicznych i fizjologicznych wymogów tkanki kostnej. Podstawowym założeniem jest zaprojektowanie takich modeli implantów, które nie będą generowały naprężeń wywołujących zanik kostny i inicjowały tym samym ich obłuzowanie. Jedną z możliwości oceny typów endoprotez oraz technik ich mocowania jest realizacja badań na modelach symulujących warunki występujące w organizmie człowieka [10].

2. CHARAKTER ROZKŁADU NAPRĘŻEN ZREDUKOWANYCH KOŚCI UDOWEJ PRAWIDŁOWEJ I PO CAŁKOWITEJ ALLOPLASTYCE BIODRA

W oparciu o dane dotyczące geometrii kości [8], przy użyciu komercyjnego oprogramowania Mechanical Desktop, zaprojektowano zarys kości gąbczastej i kości korowej. Geometria trzpieni przyjętych do badań opracowana została na podstawie danych otrzymanych po zeskanowaniu rzeczywistego trzpienia na współrzędnościowej maszynie pomiarowej. Model geometryczny oraz model dyskretny zostały zbudowane przy użyciu interfejsu programu ADINA [1].

2.1. Model obciążenia

W modelu obciążenia uwzględniono oddziaływanie sił zewnętrznych, które przyłożono na powierzchni głowy kości udowej (głowy endoprotezy) oraz siłę mięśni odwodzących, którą przyłożono do powierzchni krętarza większego zgodnie z rys 1.



Rys.1. Model obciążenia stawu biodrowego

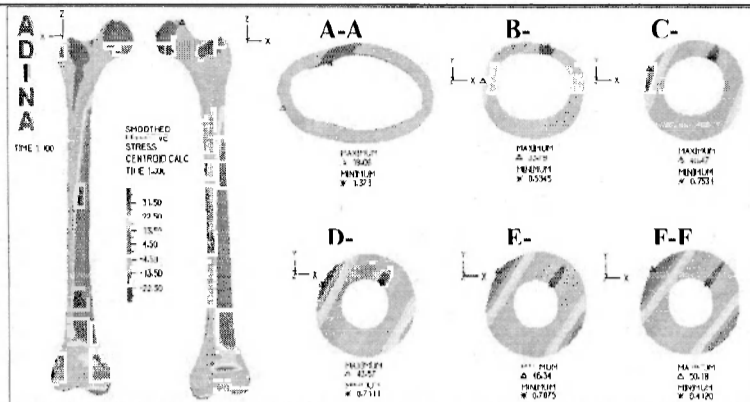
Przyjęto, że ciężar ciała BW (Body Weight) = 687 [N], stąd wartości sił obciążających układ wynosiły odpowiednio $P_1 = 2,47\% \text{ BW}$ (1697 [N]), oraz $P_2 = 1,55\% \text{ BW}$ (1065 [N]).

Zamocowanie kości odbyło się przez odebranie stopni swobody na kłykciach kości udowej w stawie kolanowym.

2.2. Charakter naprężeń zredukowanych kości udowej prawidłowej

Cechy geometryczne tej kości odwzorowano na podstawie modelu „Standardized Femur” [X]. Kość zamodelowana została jako element o właściwościach mechanicznych liniowo – sprężystych, izotropowy, składający się z dwóch rodzajów materiałów, o parametrach wytrzymałościowych określonych w literaturze [9, 14, 18]. Dla kości korowej przyjęto - moduł Younga $E = 1,68 \times 10^4$ [MPa] oraz współczynnik Poissona $\nu = 0,3$, podczas gdy dla kości gąbczastej moduł Younga $E = 1,1 \times 10^3$ [MPa], współczynnik Poissona $\nu = 0,4$. W celu prezentacji wyników badań numerycznych dokonano przekrojów kości płaszczyzną czołową. Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych σ_{sr} [MPa] w warstwie kości korowej kości udowej prawidłowej przedstawia rysunku 2.

Jak wynika z prezentowanych wyników obliczeń maksymalna wartość naprężeń $\sigma_{\text{sr}} = 50,18$ [MPa] i znajduje się po stronie przyśrodkowej kości na wysokości przekroju poprzecznego F-F. W obszarze krętarza mniejszego w VII strefie Gruena minimalna wartość naprężeń wynosi $\sigma_{\text{sr}} = 19,06$ [MPa].



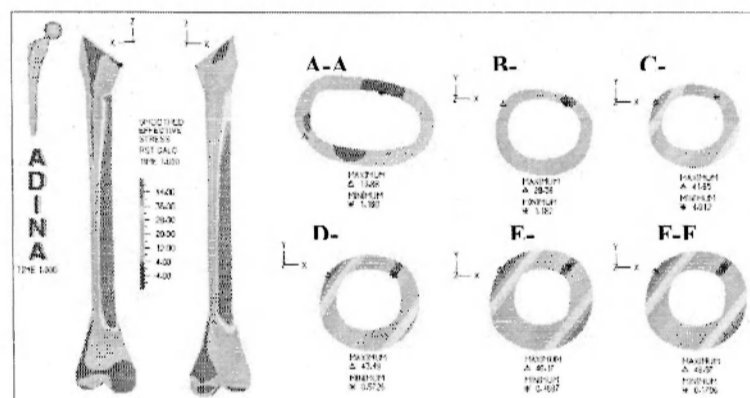
Rys.2. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{zr} [MPa] kości anatomicznie prawidłowej

2.3. Charakter naprężeń zredukowanych kości udowej po implantacji endoprotezy beczementowej typu BiContact

Właściwości materiałowe przyjęte do opracowania modelu numerycznego układu kość – implant z zastosowaniem endoprotezy beczementowej typu Bicontact zostały przyjęte zgodnie z literaturą [2, 13]:

- Ti6Al4V, dla którego przyjęto moduł Younga $E = 1,1 \times 10^5$ [MPa],
- Ti6Al4V, dla którego przyjęto współczynnik Poissona $\nu = 0,3$.

Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych σ_{zr} występujących w korowej części kości z zaimplantowanym trzpieniem BiContact przedstawia rysunek 3.



Rys.3. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{zr} [MPa] kości z zaimplantowanym trzpieniem BiContact

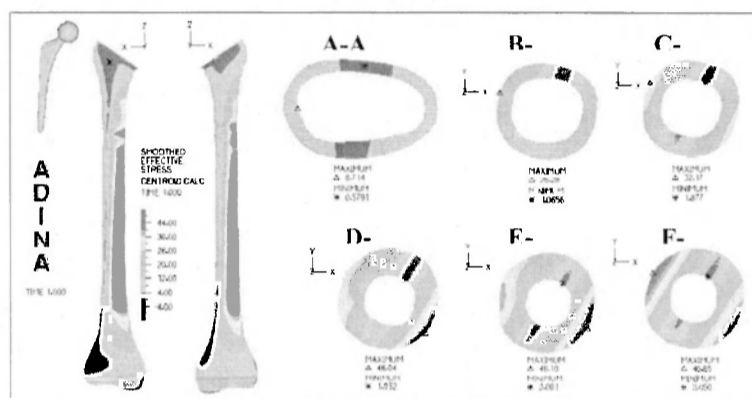
Z prezentowanych wyników obliczeń wynika, że w obszarze krętarza mniejszego na wysokości VII strefy Gruena w korowej części kości z wszczepionym trzpieniem BiContact dochodzi do spadku wartości naprężeń o $\sim 30\%$, a ich wartość w tym miejscu wynosi $\sigma_{zr \max} = 13,80$ [MPa]. Największe naprężenia zredukowane $\sigma_{zr \max} = 48,97$ [MPa] zaobserwowano na wysokości przekroju F-F.

2.4. Charakter naprężeń zredukowanych kości udowej po implantacji endoprotezy cementowej typu Centrament

W przypadku modelu numerycznego kość–cement–implant, konieczne było zamodelowanie warstwy cementu kostnego występującego pomiędzy kością a trzpieniem. Grubość warstwy cementu zmieniła się zgodnie z założeniami literaturowymi. W części bliższej kości warstwa cementu wyniosła od 3÷5 [mm], w części dalszej w obszarze końca trzpienia 2÷3 [mm]. Właściwości materiałowe przyjęte do opracowania modelu numerycznego układu kość–cement–implant z zastosowaniem trzpienia cementowego typu Centrament przyjęto zgodnie z [2, 12, 13], oraz dla cementu kostnego [11] są następujące:

- CoCrMo, moduł Younga $E=2,0 \times 10^7$ [MPa], współczynnik Poissona $\nu=0,3$
- Cement kostny, moduł Younga $E=0,24 \times 10^4$ [MPa], oraz $\nu=0,3$.

Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych σ_{zr} kości udowej po implantacji endoprotezy cementowej typu Centrament przedstawia rysunek 4.



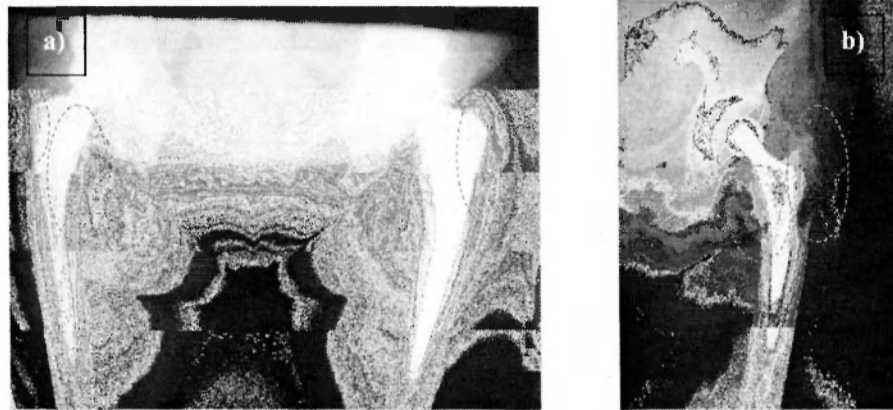
Rys.4. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{zr} [MPa] kości z zaimplantowanym trzpieniem Centrament

Dla rozpatrywanego układu kość – cement – implant zaobserwowano znaczny spadek wartości naprężeń zredukowanych σ_{zr} dla obszaru kości udowej od przekroju poprzecznego A-A do przekroju E-E w stosunku do naprężeń występujących w kości udowej prawidłowej. Widoczny jest również gwałtowny wzrost naprężeń przekraczający wartości naprężeń kości prawidłowej w płaszczyźnie E-E. Wartość naprężeń wynosi tam $\sigma_{zr}=48,18$ [MPa], co stanowi ~104% wartości naprężeń występujących w kości prawidłowej.

3. WERYFIKACJA BADAŃ NUMERYCZNYCH I KLINICZNYCH

Na podstawie danych uzyskanych dzięki współpracy z Oddziałem Ortopedii i Chirurgii Urazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego im. Najświętszej Marii Panny w Częstochowie dokonano weryfikacji wyników badań numerycznych o badania kliniczne. Uwzględniając, że tkanka kostna podlega ciągłemu procesowi wzrostu, umocnienia, osłabienia, mineralizacji i demineralizacji dostosowując się do panujących warunków obciążenia [4, 15] oraz że teoria wewnętrznych przeobrażeń odnosi się do zmiany

wymiarów kości, w wyniku wchłaniania i odkładania się materiału kostnego na zewnętrznej powierzchni kości, która uwarunkowana jest zmianami odkształceń (naprężeń) [4, 7], można przyjąć, iż w miejscach gdzie dochodzi do spadku naprężeń kości powstaną ubytki kostne zauważalne na zdjęciach RTG. Dokonano oceny zdjęć RTG pacjentów po endoprotezoplastyce biodra protezami typu BiContact (rys. 5a.) oraz Centrament (rys.5b).



Rys. 5. Radiogram stawu biodrowego po implantacji
a) trzpień typu BiContact odwapnienia w obszarze VI, V oraz I strefy Gruena
b) odwapnienia w obszarze VI i VII strefy Gruena oraz III strefy De Lee

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Badania numeryczne poparte analizą zdjęć RTG pacjentów po totalnej alloplastyce stawu biodrowego wybranymi rodzajami trzpieni dowodzą, iż charakter przenoszenia obciążeń z trzpienia na kość ma znaczący wpływ na miejsce powstania ubytków kostnych. Dla całego analizowanego obszaru kości można stwierdzić, że charakter oraz wielkość naprężeń kości udowej po alloplastyce ulega zmianie. Wprowadzenie do kości trzpienia powoduje usztywnienie kości i spadek naprężeń w tym obszarze. Im mniejsza powierzchnia usztywnienia kości tym mniejszy obszar, w którym dochodzi do odwapnień kostnych. Znaczący wpływ na charakter przenoszonych naprężeń ma również rodzaj materiału, z jakiego wykonano trzpień, dlatego przy projektowaniu endoprotez należy uwzględnić zarówno sposób mocowania jak również obszar styku kości z implantem, sztywność trzpienia oraz kształt endoprotezy.

LITERATURA

- [1] ADINA: Theory and Modeling Guide, Adina R & D, INC. 1997.
- [2] Akahori T., Niinomi M.: Fracture characteristic of fatigued Ti-6Al-4V ELI as an implant material, Materials Science and Engineering 1998, A2 43, s. 3, 237-243.
- [3] Amsutz H.C., Grogoris P., Dorey F.J.: Evolution and future of surface replacement of the hip, Journal Orthop. Scj. 1998, Vol. 3, No 3, s. 169-186.
- [4] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska Zagadnienia Wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [5] Bernakiewicz M.: Analiza stanu odkształceń kości udowej, Biology of Sport 1998, Vol. 15, Kokotek k. Lublińca 14 – 16.09.1998, s. 189.

- [6] Dragan Sz.: Badania nad wpływem konstrukcji trzpieni endoprotezy bezcementowej i rozkładu sił w kości udowej pod wpływem obciążeń na zaburzenie pierwotnej stabilności, rozprawa doktorska, AM, Warszawa 1992.
- [7] Hert J., Petryl M., Fiala P.: Compacta architecture of the long bones in man, Proc. 4th International Conference „Biomechanics of Man '92”. Smilow. Czechoslovakia 1992. str. 22-24.
- [8] Istituto Ortopedii Rizzoli w Bolonii projekt badawczy PROMETEO.
- [9] Krześciński G., Zagrajek T.: Modelowanie własności mechanicznych kości, *Biology of Sport* 1997, Vol. 17, Suppl. 8, s. 238-243.
- [10] Kusz D.: Zastosowanie badania densytometrycznego w ocenie wyników endoprotezoplastyk stawu biodrowego z uwzględnieniem komputerowej symulacji rozkładów naprężeń w tkance kostnej okołoprotezowej, rozprawa habilitacyjna, Śląska Akademia Medyczna w Katowicach, Katowice 1998.
- [11] Lennon A. B., Prendergast P. J.: Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence, *Journal of Biomechanics* 2002, Vol. 35, s. 311-321.
- [12] Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [13] Marciniak J.: Biomateriały, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [14] Reilly D.T., Burstein A.H.: The mechanical properties of cortical bone, *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1974, Vol. 56-A, No. 5, s. 1001-1022.
- [15] Ryniewicz A.M.: Biotribologiczna struktura stawu biodrowego człowieka, *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 1998, s. 211-222.
- [16] Syfried A., Rapała K., Wit A.: Patobiomechanika chodu w uszkodzeniu stawu kolanowego, *Biology of Sport* 1998, Vol. 15, Suppl. 8.
- [17] Wall A., Dragan Sz.: Postęp chirurgii ortopedycznej w aspekcie rozwoju biomechaniki, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1999, Vol. 1, Suppl. 1, s. 209-216.
- [18] Witz D.Ch., Schiffers N., Pandorf T., Radermaher K., Weichert D., Forst R.: Clinical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *Journal of Biomechanics* 2000, Vol. 33, s. 1325-1330.

ASSESSMENT OF DIFFERENT IN LOAD IN FEMORAL BONE AFTER CEMENT AND NON-CEMENT PROSTHESIS IMPLANTATION

Summary. The investigations present differences in femoral bone stress after implantation of hip joint prosthesis. Two types of stems have been used for the tests. They differ from each other both with geometry and fixation pattern. The investigations enable the phenomena which occur in femoral bone area with implanted stem to be assessed and the locations of bone defects to be predicted. Verification of numerical tests has been performed by means of analysis of clinic trials after total alloplasty of hip joint.