

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

## DETERMINANTY WPLYWAJĄCE NA DESTRUKCJĘ CEMENTU KOSTNEGO ŁĄCZĄCEGO KOŚĆ UDOWĄ Z ENDOPROTEZĄ

Streszczenie. Endoprotezy osadzone w kości udowej przy pomocy cementu kostnego są bardzo popularną metodą leczenia dysfunkcji biodra. Orientacyjnie przyjmuje się, że taki sposób mocowania trzpienia wykonuje się w około 60% alloplastyk. Obciążenia przenoszone z głowy endoprotezy stawu biodrowego na płaszcz cementowy oraz niewłaściwy sposób cementowania mogą doprowadzić do zniszczenia struktury cementu kostnego. Przeprowadzone badania pozwalają na wyznaczenie rozkładu naprężeń w warstwie cementu kostnego oraz określenie warunków cementowania i ich wpływ na trwałość polimetakrylanu metylu.

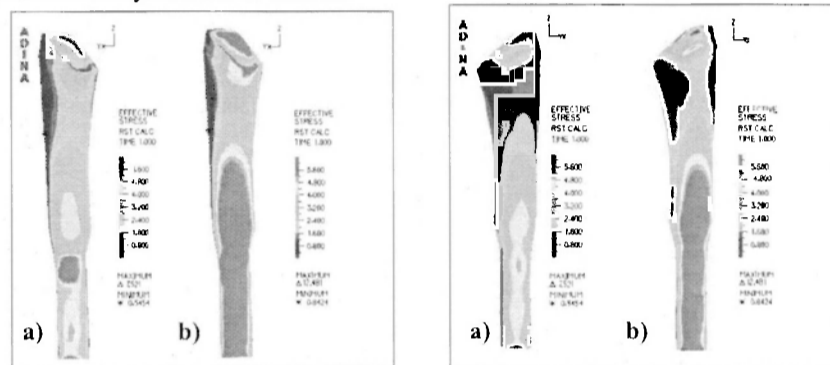
### 1. WSTĘP

Sposób mocowania endoprotez w kości udowej oraz rodzaj trzpienia ma znaczący wpływ zarówno na czas unieruchomienia pacjenta, rehabilitację, jak również na żywotność sztucznego stawu. W zależności od wieku oraz stanu kości udowej, lekarz ortopeda podejmuje decyzję o zastosowaniu odpowiedniego rodzaju endoprotezy. Zasadniczym podziałem w alloplastyce jest rozróżnienie na endoprotezy cementowe oraz bezcementowe. Podział ten wynika z techniki implantacji [12]. Podczas wszczepiania protez cementowych używa się cementu kostnego (PMMA), który po związaniu (6-8 minut) stanowi element spajający protezę z kością [3,5]. Na świecie znacznie więcej wszczepia się protez cementowych, orientacyjnie proporcje te wynoszą jak 6/4 [2]. Odpowiednie dopasowanie trzpienia cementowego do wielkości jamy szpikowej oraz właściwa grubość płaszcza cementowego ma istotny wpływ na trwałość połączenia kość – cement – implant [4]. Uważa się również, że nadmierna ilość cementu wpływa na wzrost maksymalnej temperatury polimeryzacji prowadząc do zmian martwiczych w kości [9]. Cement kostny po polimeryzacji jest bardzo kruchy, stąd jego skłonność do pęknięcia. Wytrzymałość PMMA na ściskanie wynosi 60 – 100 MPa i jest wystarczająca przy chodzeniu po wszczepieniu endoprotezy, jednak odporność na pęknięcie wyrażona jako współczynnik  $K_{IC}$  wynosi  $1,2 \pm 0,1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  [10].

### 2. CHARAKTER NAPRĘŻEŃ ZREDUKOWANYCH KOŚCI W OBSZARZE PŁASZCZA CEMENTU KOSTNEGO

W celu określenia wpływu warunków obciążenia oraz sposobu wypełniania jamy szpikowej opracowano model numeryczny kość – cement – implant. W obliczeniach numerycznych cement kostny zamodelowano jako element liniowo – sprężysty o izotropowych właściwościach wytrzymałościowych. Grubość warstwy cementu łącząca kość udową z endoprotezą zmieniała się zgodnie z założeniami [6,11]. W części bliższej kości

warstwa cementu wyniosła od 3÷5 [mm], w części dalszej w obszarze końca trzpienia 2÷3 [mm] [8]. W celu określenia wartości naprężeń w zależności od grubości warstwy cementu zamodelowano płaszcz cementowy cieńszy o połowę w stosunku do wartości sugerowanych w literaturze przedmiotu. Model dyskretny z elementów o kształcie sześciościennym typu 3D Solid. Dla PMMA o grubości zgodnej z danymi literaturowymi model opisano na 16640 elementach, przy zmniejszonej grubości cementu model opisano na 9340 elementach. Dla cementu kostnego przyjęto następujące właściwości mechaniczne: moduł Younga  $E = 0,24 \times 10^4$  [MPa], współczynnik Poissona  $\nu = 0,3$  [7]. Badania numeryczne przeprowadzone zostały przy wykorzystaniu oprogramowania ADINA System 8.1 [1]. Siły obciążające głowę endoprotezy przyjęto dla pacjenta o ciężarze ciała  $BW = 687$  [N]. Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych  $\sigma_{r,1}$  w obszarze płaszcza cementu kostnego o grubości 3÷5 [mm] części bliższej kości, oraz 2÷3 [mm] w części dalszej przedstawione zostały na rysunkach 1a oraz 2a. Charakter naprężeń zredukowanych  $\sigma_{r,2}$  w warstwie cementu kostnego o grubości  $\frac{1}{2}$  płaszcza cementu wyjściowego przedstawiono na rysunkach 1b oraz 2b.

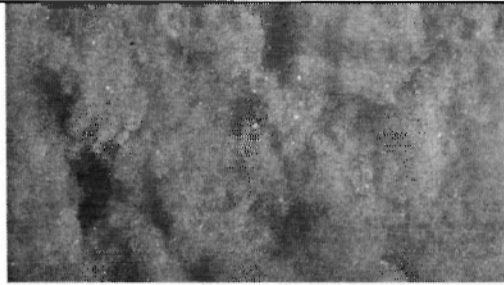


Rys. 1. Charakter naprężeń zredukowanych  $\sigma_{r,1}$  w warstwie cementu kostnego  
 a) grubość płaszcza cementowego zgodnie z literaturą przedmiotu  
 b) warstwa cementu cieńsza o połowę od założeń literaturowych

Maksymalna wartość naprężeń zredukowanych w obszarze cementu o grubości sugerowanej w literaturze wynosi  $\sigma_{r,1} = 7,521$  [MPa], podczas gdy zmniejszenie grubości cementu o połowę powoduje wzrost wartości naprężeń do  $\sigma_{r,2} = 12,481$  [MPa], co stanowi 166%  $\sigma_{r,1}$ .

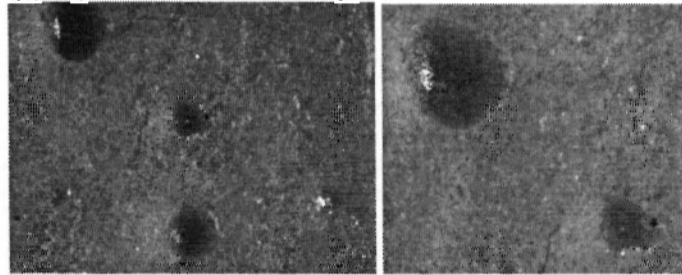
### 3. WPLYW TECHNIKI CEMENTOWANIA NA JEDNORODNOŚĆ CEMENTU

Kolejnym czynnikiem mającym znaczący wpływ na żywotność cementu kostnego jest sposób i dokładność wprowadzania cementu kostnego do jamy szpikowej. Ze względu na skurcz polimeryzacyjny grubość płaszcza cementowego może ulec nieznacznej zmianie. Niedokładne wypełnienie jamy szpikowej powoduje powstanie nierównomierności i niejednorodności cementu kostnego. Wprowadzenie cementu do jamy szpikowej pod zbyt małym ciśnieniem może doprowadzić do niewłaściwej kompensacji cementu oraz powstania niejednorodnej struktury płaszcza cementowego (rys. 2).



Rys.2. Niejednorodna struktura cementu kostnego powiększenie 10x

Nieprawidłowy proces mieszania polimeru i monomeru oraz niewłaściwe warunki polimeryzacji mogą doprowadzić do powstania związków lotnych i zagazowania masy cementowej. Powstałe związki lotne podczas polimeryzacji powodują tworzenie się „pustych” pęcherzy w obszarze płaszcza PMMA (rys. 3), które podczas wprowadzenia naprężeń mogą doprowadzić do pęknięcia i zniszczenia warstwy cementu.



Rys.3. Pęcherze gazowe wewnątrz PMMA powiększenie 10x

Wielkość oraz umiejscowienie pęcherzy gazowych jest trudne do określenia i wyeliminowania, przez co powstanie pęknięć między pęcherzami gazowymi jest bardzo prawdopodobne. Należałoby jednocześnie określić, jakie pierwiastki lotne powodują powstanie bąbli gazowych i jaki jest ich wpływ na organizm ludzki.

#### 4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań numerycznych oraz doświadczalnych określono zasadnicze czynniki mające znaczący wpływ na okres użytkowania cementu kostnego. Pierwszym czynnikiem mającym decydujący wpływ na jednorodność struktury cementu jest właściwy proces przygotowania masy cementowej oraz wprowadzenie cementu do jamy szpikowej pod ciśnieniem, które pozwoli na utworzenie jednorodnej, monolitycznej struktury płaszcza cementowego. Kolejnym istotnym parametrem jest właściwe przygotowanie masy cementowej. Prawidłowe połączenie polimerowego proszku i płynnego monomeru pozwala na wyeliminowanie pęcherzy gazowych. Zarówno nierównomierna struktura wewnętrzna cementu jak i bąble gazowe będą powodować kumulację naprężeń podczas pracy cementu kostnego, skutkiem czego może być powstawanie mikropęknięć oraz wykruszanie się drobin cementu i jego migracja do organizmu. W przypadku uzyskania jednorodnej struktury cementu kolejnym czynnikiem mogącym doprowadzić do szybszego zniszczenia cementu jest grubość warstwy PMMA łączącej endoprotezę z kością. Zbyt cienka warstwa cementu kostnego powoduje znacznie większe naprężenia cementu, podczas gdy w zbyt grubej

warstwie zwiększa się możliwość powstania zagazowanych obszarów wewnątrz cementu oraz drastycznie wzrasta temperatura polimeryzacji.

## LITERATURA

- [1] ADINA: Theory and Modeling Guide, Adina R & D, INC. 1997.
- [2] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska Zagadnienia Wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [3] Daniels A.U. et al. – Freeze – arrested polymerisation of PMMA bone cement. Biomed. Mat. Res. Symp. Trans., 2, 1978, 120-121.
- [4] Jabłoński T., Scrafin J., Kowalski M.: Analiza porównawcza endoprotezoplastyki cementowej i bezcementowej biodra w aspekcie obłuzowania aseptycznego, Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska 1996, Vol. LXI, Suppl. 3A, s. 107-113.
- [5] Lee H.B., Turner D.T. – Temperature control of bone cement addition of crystalline monomer. I. Biomed. Mat. Res., 11, 1977, 671-676.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] Mann K.A., Bartel D.L., Wright T.M., Burstein A.H.: Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model. J. Biomech. 28 (9) (1995) 1067-1078.
- [9] McCormack B.A.O., Prendergast P.J.: Microdamage accumulation In the cement layer of hip replacement under flexural loading. Journal of Biomechanics 1999, Vol. 32, s. 467-475.
- [10] Saito M. et al. – Experimental Studies of a new bioactive bone cement: hydroxyapatite composite resin. Biomaterials, 15, 1994, 156-160.
- [11] Syfried A., Rapała K., Wit A.: Patobiomechanika chodu w uszkodzeniu stawu kolanowego, Biology of Sport 1998, Vol. 15, Suppl. 8.
- [12] Tom J.J.H., Slooff B., Schreurs W.: Cementowa protezoplastyka rewizyjna stawów biodrowych z użyciem ubijanych, allogennych gąbczastych przeszczepów kości, Oddział Ortopedii Szpitala Uniwersyteckiego Sint Radboud, Nijmegen, Holandia. [W:] Protezoplastyka stawów biodrowych, pod red. Krzysztofa Modrzewskiego, Lublin 2000, s. 14.

**DETERMINANTS WHICH AFFECT THE DESTRUCTION OF BONE CEMENT CONNECTING FEMORAL BONE WITH PROSTHESIS**

Summary. Prosthesis set in femoral bone by means of bone cement are a very popular method of hip malfunction treatment. It is estimated that this type of stem fixation is used for ca. 60% of alloplasty surgeries. Load transferred from the hip joint prosthesis head to cement layer and improper method of cementing may lead to destruction of the structure of bone cement. The investigations enable the stress distribution to be assessed in bone cement layer as well as to determine cementing conditions and their effect on durability of polymethylmethacrylate.