

ARKADIUSZ SZAREK<sup>1),\*</sup>, DARIUSZ KWIATKOWSKI<sup>2)</sup>

## Analiza rozkładu naprężeń oraz rozwoju i propagacji pęknięcia poli(metakrylanu metylu) po użytkowaniu w organizmie ludzkim

**Streszczenie** — W pracy podjęto próbę określenia czynników wpływających na destrukcję poli(metakrylanu metylu) używanego do osadzania endoprotez stawu biodrowego w kości. Materiał badawczy miał postać elementów endoprotez usuniętych z organizmu ludzkiego. Przeprowadzono obliczenia numeryczne, które obejmowały analizę rozkładu naprężeń w warstwie cementu kostnego, spajającej protezę z kością, oraz w pobliżu wierzchołka pęknięcia (rysy) zmęczeniowego powstającego podczas trójpunktowego zginania próbki SENB, wykonanej z cementu kostnego na osnowie PMMA. Dokonano również analizy rozwoju i propagacji pęknięcia tego tworzywa polimerowego. W obliczeniach MES zastosowano narzędzia numeryczne ABAQUS/Standard oraz ADINA System, mających nowoczesne procedury obliczeniowe w tym zakresie. Obliczenia numeryczne prowadzono z uwzględnieniem danych doświadczalnych określających warunki inicjacji procesu pęknięcia cementu kostnego. Wyniki obliczeń numerycznych porównano z rezultatami uzyskanymi z badań doświadczalnych.

**Słowa kluczowe:** PMMA, aseptyczne obluzowanie, stan naprężeń, propagacja pęknięcia.

### ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AND CRACK DEVELOPMENT AND PROPAGATION OF POLY(METHYL METHACRYLATE) AFTER THE USE IN HUMAN BODY

This work is an attempt to determine the factors which affect the destruction of poly(methyl methacrylate) used for the fixation of hip joint endoprosthesis to the bone. The experimental material used in the study consisted of the components of the prostheses removed from human body. The numerical calculations involving the analysis of stress distribution in the layer of the bone cement, connecting the prosthesis to the bone, and near the peak (scratch) of the fatigue pre-crack formed during the three-point bending of a SENB sample made from the bone cement with PMMA matrix. An analysis of the development and propagation of cracking in the polymer material was also conducted. The MES computations were performed by means of numerical tools, such as ABAQUS/Standard and ADINA System with the dedicated modern computational procedures. The numerical calculations were carried out taking into account the empirical data describing the conditions of initiation of bone cement cracking process. The results were verified by the data obtained from empirical investigations.

**Keywords:** PMMA, aseptic loosening, state of stresses, crack propagation.

### WPROWADZENIE

Kompozyt polimerowy stanowiący cement kostny, wykorzystywany jako element spajający protezę z kością, powinien wykazywać dużą biogodność, biotolerancję i odporność na starzenie [1, 2]. Na podstawie badań klinicznych sformułowano jednak liczne zastrzeżenia

dotyczące właściwości wytrzymałościowych, zmęczeniowych oraz korozyjnych cementów kostnych. W wyniku stwierdzonych niedoskonałości materiału dochodzi do jego degradacji i emisji cząstek do organizmu [3].

Stosowany w ortopedii poli(metakrylan metylu) (PMMA) jest materiałem lepkosprężystym. Makroskopowo masa cementowa składa się z agregatów kulek polimeru o wymiarach 10–18  $\mu\text{m}$ , połączonych mostkami powstałymi ze spolimeryzowanego monomeru. Początkowo, po zmieszaniu polimeru i monomeru masa cementowa jest płynną substancją, która następnie staje się coraz bardziej lepka i twardnieje [4]. W toku polimeryzacji PMMA jest plastyczny, daje się swobodnie kształtować i penetruje nawet w głąb drobnej struktury kości beleczkowej. Poli(metakrylan metylu) charakteryzuje się małą udamnością, która w przypadku cementów bez napienia-

<sup>1)</sup> Politechnika Częstochowska, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Instytut Technologii Mechanicznych, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Obróbki Plastycznej, Armii Krajowej 21, 42-201 Częstochowa, e-mail: szarek@iop.pcz.pl

<sup>2)</sup> Politechnika Częstochowska, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Instytut Technologii Mechanicznych, Zakład Przetwórstwa Polimerów, Armii Krajowej 19 C, 42-201 Częstochowa, e-mail: kwiatkowski@ipp.pcz.pl

czy osiąga wartości z przedziału  $U_K = 1,16–5,2 \text{ kJ/m}^2$  [5–8]. W konsekwencji PMMA wykazuje skłonność do przypadkowego pęknięcia pod wpływem niedużych obciążeń dynamicznych. Z licznych badań [9–12] wynika, iż polimer ten ma skłonność do fragmentacji, co prowadzi do wykruszania się cementu podczas użytkowania sztucznego stawu biodrowego.

Cement kostny wprowadza się do organizmu człowieka dwoma sposobami, mianowicie: jamę szpikową kości udowej wypełnia się cementem pod odpowiednim ciśnieniem za pomocą specjalnego pistoletu przystosowanego do strzykawki, w kości miednicznej natomiast cement rozprowadza się manualnie, po czym wciskając panewkę powoduje się wypełnienie szczeliny między kością miedniczną a panewką. Badania kliniczne dowodzą, że w przypadku tworzenia płaszczu cementowego wokół trzpienia dochodzi do ścisłego i jednolitego ich połączenia, w przypadku zaś mocowania panewki obserwuje się obszary, w których nie doszło do połączenia panewki z kością.

Bardzo ważna jest ponadto właściwa grubość wytworzonego płaszczu cementowego, pozwalająca zapewnić optymalny charakter przenoszonych obciążeń i długą żywotność połączenia w organizmie. Otrzymanie pożądanej grubości warstwy PMMA jest możliwe jedynie w przypadku mocowania protezy w kości, w wyniku doboru odpowiedniego rozmiaru protezy i frezu kostnego. Analizując grubość płaszczu cementowego na panewkach usuniętych z organizmu ludzkiego stwierdzono, iż rozłożenie masy cementowej w różnych próbkach jest skrajnie różne — grubość warstwy mieści się w zakresie 1–15 mm.

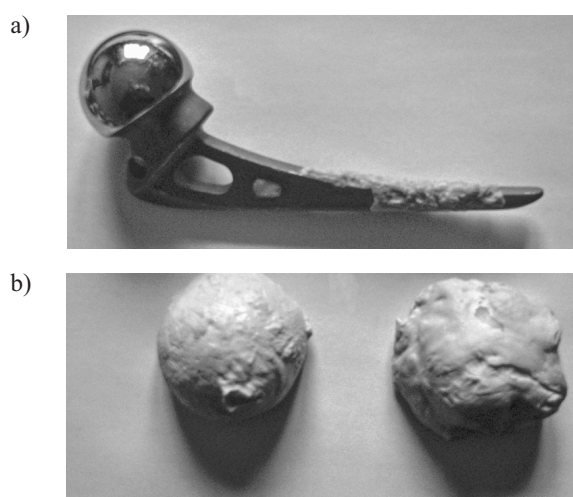
Zmiany parametrów wytrzymałościowych cementu kostnego, zachodzące podczas eksploatacji, w tym również w toku procesów starzenia PMMA oraz ich wpływ na wytrzymałość, udarność i wytrzymałość zmęczeniową a także zmiany struktury cementu akrylowego pod wpływem cyklicznych obciążeń, stanowią bardzo aktualny problem badawczy [13–19].

## CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

### Materiały

W badaniach wykorzystano:

– usunięte z organizmu ludzkiego po 6. lub 10. letnim okresie eksploatacji protezy (28 sztuk) oraz panewki



Rys. 1. Przykładowy materiał badawczy z warstwą cementu kostnego (PMMA): a) trzpień, b) panewka

Fig. 1. Example of the experimental material with a layer of bone cement (PMMA): a) stem, b) acetabulum

stawu biodrowego (4 sztuki) pokryte warstwą PMMA (rys. 1),

– cement kostny CEMEX RX, prod. TECRES SPA, powszechnie stosowany w ortopedii, o podanym przez producenta składzie chemicznym (tabela 1).

### Metodyka badań

Badania prowadzono dwuetapowo: pierwszy etap obejmował badania doświadczalne, pozwalające na określenie podstawowych parametrów wytrzymałościowych oraz strukturalnych cementu kostnego użytkowanego w organizmie ludzkim, drugi etap stanowiły badania numeryczne umożliwiające ocenę charakteru i wielkości naprężeń warstwy cementowej oraz rozwoju i propagacji pęknięcia PMMA, po okresie jego użytkowania w organizmie ludzkim.

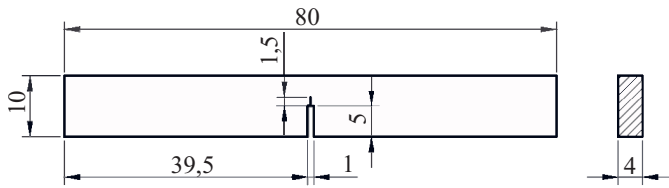
– **Analizę numeryczną** wykorzystującą metodę elementów skończonych MES przeprowadzono na przestrzennym modelu próbki do badań odporności na pęknięcie typu SENB, zgodnie z normą ISO 13586:2000 (rys. 2).

Próbkę typu SENB poddano prostemu zginaniu. Dyskretyzację próbki SENB oparto na dwudziestowęzłowych elementach bryłowych typu C3D20R, z funkcją kształtu drugiego rzędu, mających po 3 translacyjne stopnie swobody w każdym węzle. Elementy podpór

T a b e l a 1. Skład chemiczny PMMA (dane producenta)

T a b l e 1. Chemical composition of PMMA (manufacturer's data)

Skład chemiczny CEMEX RX			
proszek 40 g		płyn 13,3 g	
Poli(metakrylan metylu)	88,27 %	metakrylan metylu	99,1 %
Siarczanu baru	9,05 %	<i>N,N</i> -dimetylo- <i>p</i> -toluidyna	0,90 %
Nadtlenek benzoilu	2,73 %	hydrochinon	75 ppm



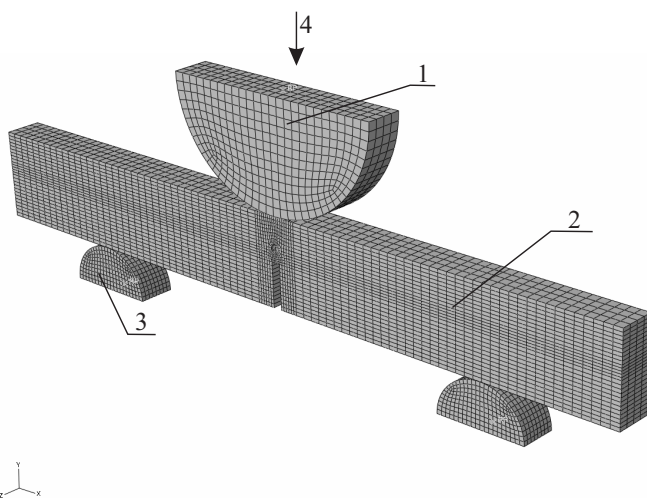
Rys. 2. Wymiary próbki typu SENB do badań odporności na pęknięcie

Fig. 2. Dimensions of SENB sample used for crack resistance testing

oraz trzpienia dociskowego modelowano za pomocą elementów nieodkształcalnych typu R3D4 (ciało sztywne). Rys. 3 przedstawia schemat ogólnego modelu obliczeniowego próbki typu SENB do badań odporności na pęknięcie.

Warunki brzegowe modelu numerycznego określono przez utwierdzenie dolnych podpór (3), obciążenie natomiast zapewnił trzpień dociskowy (1) przemieszczający się w kierunku pionowym zgodnie ze zwrotem wektora przemieszczenia (4). Założono, że między podporami, trzpieniem dociskowym, a próbką typu SENB (2) występują interakcje kontaktowe typu *surface-to-surface contact* [20, 21].

Opracowany model umożliwia obserwację propagacji pęknięcia wzdłuż rysy inicjującej ten proces (rys. 3). W miejscu, gdzie jest spodziewane pęknięcie zastosowano elementy skończone typu *cohesive* (elementy kohezyjne). Element kohezyjny to dwie płaszczyzny o ustalonej odległości od siebie, zmiana ich wzajemnego położenia, po przekroczeniu wartości granicznych, modeluje powstawanie pęknięcia.



Rys. 3. Model obliczeniowy próbki typu SENB do badań odporności na pęknięcie (1 – trzpień dociskowy, 2 – próbka, 3 – podpory, 4 – kierunek przemieszczenia)

Fig. 3. Computational model for crack resistance testing of SENB sample (1 – displacement rod, 2 – sample, 3 – supports, 4 – direction of displacement)

Do charakterystyki badanego cementu kostnego wykorzystano model ciała liniowo-sprężystego. W modelu tym założono, że wartości odkształceń są wprost proporcjonalne do wartości występujących naprężeń, aż do chwili całkowitego pęknięcia próbki SENB, a próbka ulega zniszczeniu bez istotnej dyssypacji energii na odkształcenia plastyczne. Obszary plastyczne mogą wystąpić, ale jedynie lokalnie, w pobliżu karbu, dominują zaś, otaczające je obszary sprężyste. W przypadku tak zdefiniowanego materiału konieczne jest określenie współczynnika sprężystości wzdłużnej  $E$  i współczynnika Poissona  $\nu$ . Do symulacji numerycznej przyjęto wartość współczynnika sprężystości wzdłużnej  $E = 2\,400\text{ MPa}$  i współczynnika Poissona  $\nu = 0,3$ .

– **Pomiar twardości próbek** cementu kostnego przed i po okresie użytkowania (starzenia) w organizmie ludzkim wykonano metodą Vickersa, zgodnie z normą, wg opisu zawartego w [22]. Czas starzenia wynosił 6 lub 10 lat. Twardość ( $HV$ ) oznaczano za pomocą stacjonarnego twardościomierza Vickersa ( $HV\ 10$ ) firmy Zwick ZHU 250. Uzyskane wyniki z 10 pomiarów uśredniano w odniesieniu do każdego z trzech materiałów (cement kostny przed starzeniem, cement kostny eksploatowany w ciągu 6 lat, cement kostny eksploatowany przez 10 lat).

$$HV = 0,189 \frac{F}{d^2} \quad (1)$$

gdzie: siła nacisku  $F = 98,07\text{ N}$ ,  $d = (d_1 + d_2)/2$  – średnia wartość przekątnych odcisku węgelnika twardościomierza.

## WYNIKI I ICH OMÓWIENIE

### Proces pęknięcia

Na rys. 4 przedstawiono analizę procesu pęknięcia próbki SENB wykonanej z cementu kostnego. Porównano ze sobą wyniki obliczone numerycznie z wynikami wyznaczonymi doświadczalnie. Weryfikacji poddano wartość ugięcia odpowiadającą chwili inicjacji pęknięcia oraz wartość ugięcia uzyskaną w końcowej fazie pęknięcia próbki. Rysunek ma postać kolorowych map konturowych na tle odkształconego modelu, z naniesioną mapą naprężenia zredukowanego Hubera – Misesa – Hencky'ego ( $H-M-H$ ).

W wyniku obliczeń numerycznych, z uwzględnieniem techniki modelowania *cohesive zone methods* (CZM) [23, 24] otrzymano następujące wartości ugięcia charakteryzujące proces pęknięcia próbki SENB wykonanej z cementu kostnego:

– ugięcie odpowiadające chwili inicjacji pęknięcia  $f = 1,419\text{ mm}$ ,

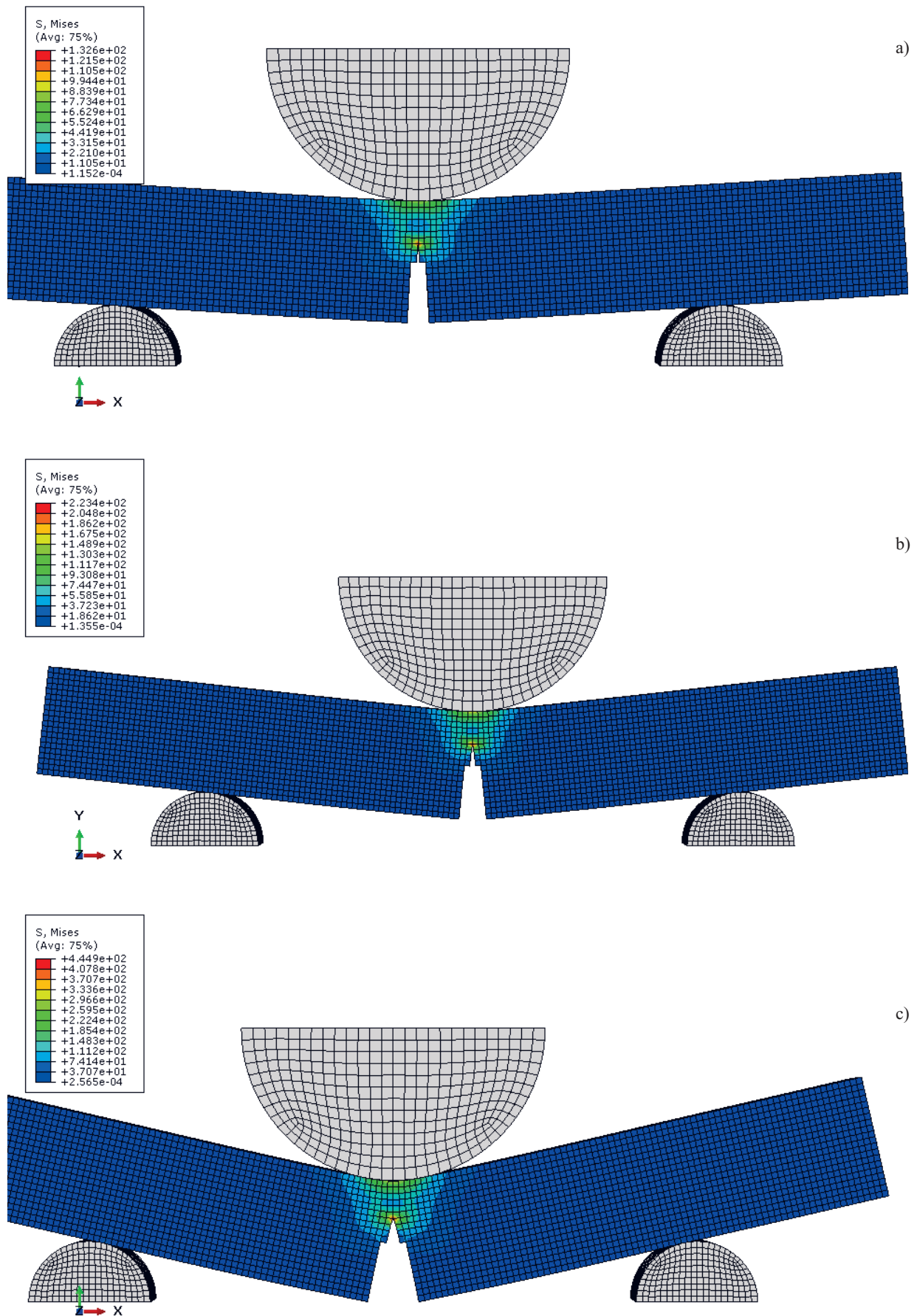
– ugięcie w chwili całkowitego pęknięcia próbki  $f = 4,621\text{ mm}$ .

Wartości ugięcia uzyskane w badaniach doświadczalnych cementu kostnego wynosiły, odpowiednio:

– ugięcie inicjujące pęknięcie próbki SENB  $f = 1,571\text{ mm}$ ,

– ugięcie odpowiadające całkowitemu pęknięciu próbki  $f = 4,823\text{ mm}$ .





Rys. 4. Rozkład naprężeń Hubera—Misesa—Hencky'ego (H-M-H) podczas trójpunktowego zginania próbki SENB wykonanej z cementu kostnego

Fig. 4. Huber-Mises-Hencky (H-M-H) stress distribution during the three-point bending of a SENB sample made of bone cement

Wyniki symulacji numerycznej z wykorzystaniem techniki CZM potwierdzają zatem prawidłowość zastosowanego mechanizmu pęknięcia analizowanego materiału polimerowego. W przypadku tak zbudowanego modelu stwierdzono 95-proc. zbieżność wyników numerycznych z wynikami otrzymanymi w badaniach doświadczalnych.

### Twardość

Największą, średnią twardością charakteryzuje się nieużytkowany cement kostny (19,4 MPa), najmniejszą zaś cement kostny po użytkowaniu w organizmie ludzkim w ciągu 10 lat (17,1 MPa) (tabela 2). Zakłada się, że zmiana twardości próbek wynika z reakcji chemicznych zachodzących w środowisku, w którym były eksploatowane, czyli w organizmie ludzkim, o pH 7,1–7,6. W otoczeniu implantu dochodzi ponadto do nieustannego oddziaływania enzymów i hormonów na ciało obce, jakim jest zarówno metalowa proteza lub polietylenowa panewka, jak i PMMA. Czynnikiem wpływającym na twardość cementu kostnego są także różnego rodzaju infekcje i stany zapalne w obrębie sztucznego stawu biodrowego, które mogą wystąpić nie tylko bezpośrednio po zabiegu, lecz również w dowolnym okresie użytkowania.

**T a b e l a 2.** Twardość badanych materiałów

**T a b l e 2.** Hardness of the materials used in the study

Nazwa materiału	HV 10, MPa
Cement kostny przed starzeniem	19,4
Cement kostny po 6-letniej eksploatacji w organizmie ludzkim	18,3
Cement kostny po 10-letniej eksploatacji w organizmie ludzkim	17,1

### Odporność na kruche pęknięcie

Do określenia odporności na kruche pęknięcie wykorzystano wartości twardości wyznaczone metodą Vickersa. Wartość współczynnika intensywności naprężeń  $K_{IC}$  wyraża się wzorem:

$$K_{IC} = 0,016 \left( \frac{E}{HV} \right)^{0,5} \frac{F}{c^{1,5}} \quad (2)$$

gdzie:  $E$  — moduł Younga,  $HV$  — twardość Vickersa,  $F$  — siła obciążająca,  $c$  — długość pęknięć propagujących, od naroży odciśku.

Obliczone wartości współczynnika intensywności naprężeń  $K_{IC}$  (tabela 3) wskazują, że największą średnią odpornością na kruche pęknięcie odznacza się cement kostny niepoddany użytkowaniu w organizmie ludzkim (2,66 MPa · √m), podczas gdy najmniejszą — cement kostny usunięty z organizmu ludzkiego po 10 latach (1,82 MPa · √m).

Użytkowanie PMMA (głównego składnika cementu kostnego) w organizmie ludzkim powoduje pogorszenie z upływem czasu jego parametrów wytrzymałościowych, co wraz z wydłużeniem okresu eksploatacji

wywiera wpływ na charakter oraz wielkość naprężeń płaszcza cementowego wokół protezy i panewki. W celu określenia tych zmian opracowano model numeryczny i dokonano obliczeń z wykorzystaniem narzędzi MES.

**T a b e l a 3.** Współczynnik intensywności naprężeń badanych materiałów

**T a b l e 3.** Values of the stress intensity factor in the materials used in the study

Nazwa materiału	$K_{IC}$ , MPa · √m
Cement kostny przed starzeniem	2,66
Cement kostny po 6-letniej eksploatacji w organizmie ludzkim	2,18
Cement kostny po 10-letniej eksploatacji w organizmie ludzkim	1,82

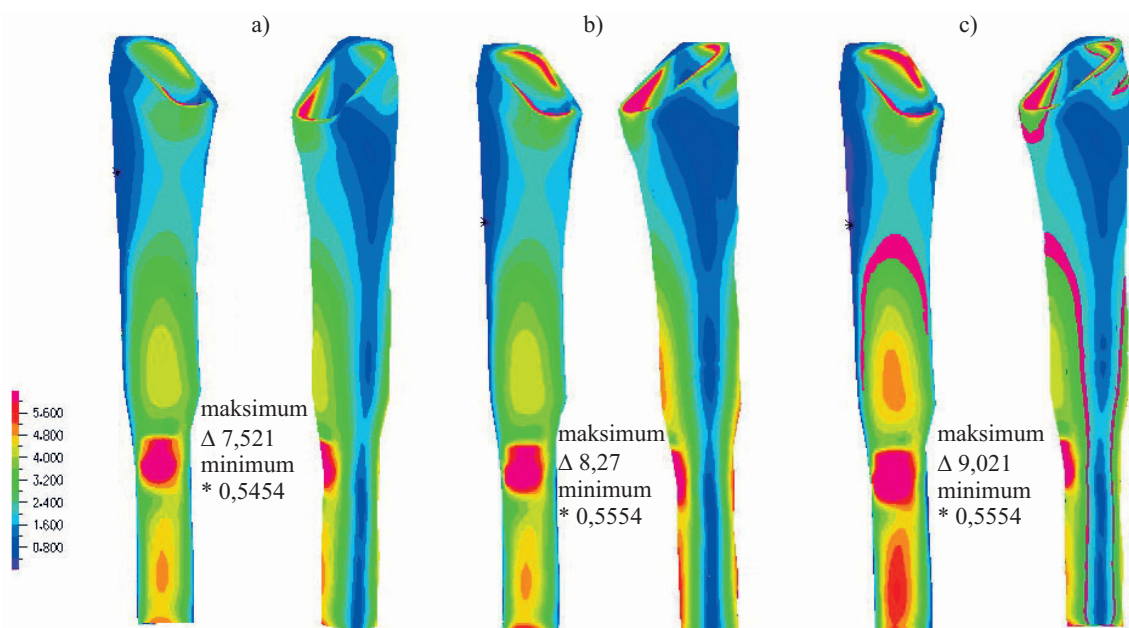
### Model numeryczny

W obliczeniach numerycznych cement kostny modelowano jako element liniowo-sprężysty o izotropowych właściwościach wytrzymałościowych. Grubość warstwy cementu łączącego kość udową z endoprotezą, zgodnie z założeniami była zmienna [25, 26]: w części bliższej trzpienia wynosiła 5 mm, w dalszej części, w obszarze końca trzpienia — 3 mm [27]. Warstwa cementu łączącego panewkę z kością miedniczną miała natomiast grubość 5 mm. Model dyskretny układu kość—cement—implant składał się z 217 315 elementów o kształcie sześciściennym typu 3D Solid, opisanych na 291 099 węzłach, przy czym materiał PMMA łączący trzpień z kością opisano na 26 640 elementach, a PMMA łączący panewkę z kością miedniczną — na 23 964 elementach. Właściwości mechaniczne cementu kostnego przyjęto zgodnie z wynikami badań doświadczalnych, obejmujących wyznaczenie dynamicznych właściwości mechanicznych metodą DMTA [19, 20]. Symulacje numeryczne przeprowadzono z zastosowaniem oprogramowania ADINA [28], opartego na metodzie elementów skończonych. Model obciążenia kości udowej przyjęto zgodnie z modelem Maqueta [29], dla obciążenia  $BW = 490$  N.

Na podstawie przeprowadzonej analizy numerycznej określono maksymalne wartości naprężeń zredukowanych (Hubera—Misesa) nieużytkowanego w organizmie ludzkim cementu kostnego, w postaci płaszcza cementowego łączącego protezę z kością udową, wynoszące  $\sigma_{zr} = 7,521$  MPa (rys. 5a). Użytkowanie w ciągu 6 lat w organizmie ludzkim powoduje wzrost wartości naprężeń zredukowanych do  $\sigma_{zr} = 8,27$  MPa (rys. 5b), a po 10 latach eksploatacji wartość naprężeń zredukowanych rośnie do  $\sigma_{zr} = 9,021$  MPa (rys. 5c).

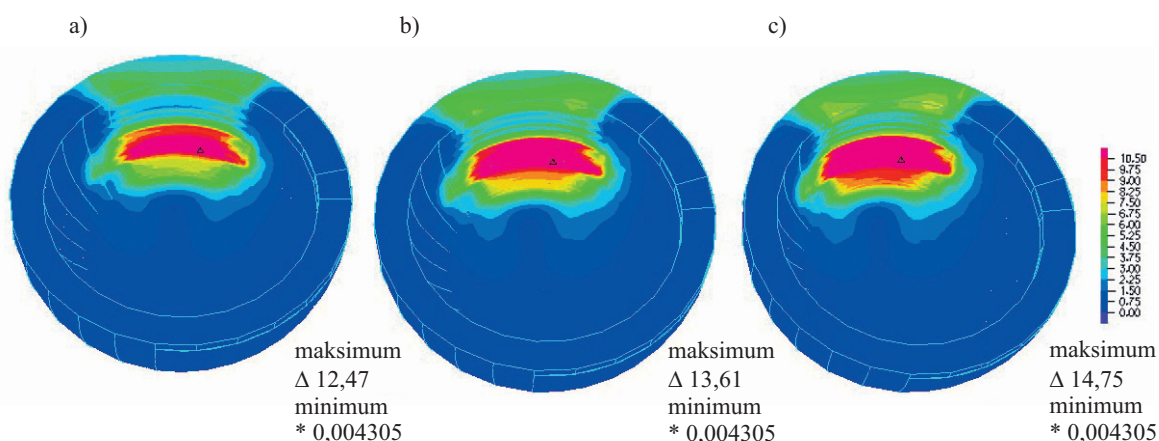
Wartości naprężeń zredukowanych Hubera—Misesa w warstwie PMMA łączącej panewkę z kością miedniczną, przed użytkowaniem w organizmie ludzkim wynoszą  $\sigma_{zr} = 12,47$  MPa (rys. 6a).

Na podstawie badań numerycznych stwierdzono, że zmiana parametrów wytrzymałościowych poli(metakrylanu metylu), wynikająca z procesów starzenia w środo-



Rys. 5. Rozkład naprężeń płaszczu cementu kostnego łączącego protezę z kością udową

Fig. 5. Stress distribution in the bone cement mantle, which fixes the prosthesis to the femur bone



Rys. 6. Rozkład naprężeń zredukowanych warstwy cementu kostnego łączącego panewkę z kością miedniczną

Fig. 6. Reduced stress distribution in the layer of the bone cement, which fixes the acetabulum to the pelvic bone

wisku tkankowym wewnątrz organizmu ludzkiego, powoduje wzrost wartości naprężeń zredukowanych Hubera—Misesa, do wartości  $\sigma_{zr} = 13,61$  MPa (rys. 6b) po 6. latach i do  $\sigma_{zr} = 14,75$  MPa (rys. 6c) po 10. latach.

#### PODSUMOWANIE

Głównym celem endoprotezoplastyki stawów jest wymiana uszkodzonego lub zmienionego patologicznie stawu, ograniczającego lub uniemożliwiającego prawidłową motorykę człowieka, na sztuczny staw zapewniający możliwość nieulemego funkcjonowania pacjenta. Idealnym rozwiązaniem byłoby zastosowanie takich rodzajów materiałów elementów endoprotez, które mogłyby pracować dożywotnio w organizmie ludzkim w sposób bezawaryjny, bez konieczności kolejnej wymiany. Z praktyki klinicznej wynika jednak, że blisko 30 % zaim-

plantowanych do organizmu elementów endoprotez musi być usunięta z powodu obluzowania lub zużycia. Jednym z głównych czynników powodujących obluzowanie protezy jest zniszczenie masy cementowej łączącej protezę z kością. Na podstawie badań doświadczalnych na próbkach wykonanych z PMMA usuniętych z organizmu ludzkiego stwierdzono, iż wraz z wydłużeniem okresu eksploatacji w organizmie ludzkim dochodzi do zmian właściwości mechanicznych PMMA. W wyniku procesów starzenia uległa również zmianie twardość cementu akrylowego. W przypadku 10 letniej eksploatacji twardość cementu zmniejszyła się o ok. 12 %. Procesy starzenia PMMA powodują także spadek jego odporności na pęknięcie. Wartość współczynnika intensywności naprężeń cementu akrylowego po 10-letnim okresie użytkowania w organizmie ludzkim zmniejszyła się o ok. 30 %. Uwzględniając powyższe zmiany oraz analizując



parametry wytrzymałościowe PMMA uzyskane z badań DMTA obliczono, iż zmiana parametrów wytrzymałościowych cementu kostnego powoduje wzrost wartości naprężeń zredukowanych ( $\sigma_{zr}$ ) w układzie kość–cement–proteza o ok. 10 %, a w układzie kość–cement–panewka o 20 %. Zjawisko takie jest bardzo niekorzystne, może prowadzić do powstawania pęknięć i utraty stabilności pierwotnej protezy w kości oraz do konieczności jej wymiany.

#### LITERATURA

- Han J., Ma G., Nie J.: *Mater. Sci. Eng.* 2011, **C 31**, 1278.
- Liacouras P. C., Owen J. R., Jiranek W. A., Wayne J. S.: *J. Arthroplast* 2006, **21** (4), 606.
- Ni G. X., Chiu K. Y., Lu W. W., Wang Y., Zhang Y. G., Hao L. B., Li Z. Y., Lam W. M., Lu S. B., Luk K. D. K.: *Biomaterials* 2006, **27**, 4348.
- Ma W., Zhang J., Wang X., Wang S.: *Appl. Surf. Sci.* 2007, **253**, 8377.
- Nien Y. H., Huang C.: *Mater. Sci. Eng.* 2010, **B 169**, 134.
- Makita M. i inni: *Radiat. Med.* 2008, **26**, 533.
- Davison K. S. i inni: „Bone strength: the whole is greater than the sum of its parts”, Elsevier Inc. 2006. All rights reserved. doi:10.1016/j.semarthrit.2006.04.002
- Nakayama H., Takakuda K. i inni: *Calcif. Tissue Int.* 2010, **86**, 172.
- Hansen C. L., McQueen D. A., Friis E. A., Cooke F. W., Widenhouse C. W.: *J. Arthroplast* 2008, **23** (2), 279.
- Waanders D., Dennis J. D., Mann K. A., Verdonschot N.: *J. Biomech.* 2010, **43**, 3028.
- Walker G. M., Daly C., Dunne N. J., Orr J. F.: *Chem. Eng. J.* 2008, **139**, 489.
- Stark J.: *Cement Concrete Res.* 2011, **41**, 666.
- Mootanah R., Lamvohee S., Dowell J.: *J. Biomech.* 2008, **41**(S1), S233.
- Naoki T. i inni: *Biomaterials* 2009, **30**, 3378.
- Mark A. i inni: *J. Arthroplast* 2007, **22** (1), 109.
- Afsharpoya B.: *Med. Eng. Phys.* 2009, **31**, 1323.
- Tanner K. E. i inni: *Acta Biomaterialia* 2010, **6**, 943.
- Kerboull M.: *Interact. Surg.* 2007, **2**, 190.
- Ormsby R.: *CARBON* 2011, **49**, 2893.
- Abaqus Theory Manual version 5.8, Hibbit, Karlsson & Sorensen, 1998.
- Abaqus/Standard User's Manual version 6.5, Hibbit, Karlsson & Sorensen, 2005.
- Syfried A., Rapala K., Wit A.: *Biol. Sport* 1998, **15**, supl. 8.
- PN-91/H-04360.
- Nia G. X., Choy Y. S., Lu W. W., Ngan A. H. W., Chiu K. Y., Lia Z. Y., Tang B., Luk K. D. K.: *Biomaterials* 2006, **27**, 1963.
- Lennon A. B., Prendergast P. J.: *J. Biomech.* 2002, **35**, 311.
- Postawa P., Szarek A.: *J. Achiev. Mater. Manuf. Eng.* 2007, **23** (1), 35.
- Szarek A., Postawa P.: *Kompozyty* 2010, **10** (1), 46.
- ADINA: Theory and Modeling Guide, Adina R & D, INC, 1997.
- Maquet P. G. J.: „Biomechanics of the hip”, Berlin 1985.

Otrzymano 12 VII 2011 r.

## Rapid Communications

Przypominamy P.T. Autorom, że prowadzimy w naszym czasopiśmie dział typu **Rapid Communications**. Publikujemy w nim, **wyłącznie w języku angielskim**, **krótkie** (3–4 strony maszynopisu z podwójną interlinią i ewentualnie 2–3 rysunki lub 1–2 tabele) **prace oryginalne**, którym umożliwiamy szybką ścieżkę druku (ok. 4–5 miesięcy od chwili ich otrzymania przez redakcję). Artykuł należy przygotować wg wytycznych zamieszczonych we wskazówkach dla Autorów.