

Ewa KOLCZYK, Alicja BALIN Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Materiałowej i Metalurgii Katedra Mechaniki Materiałów

## ZASTOSOWANIE MODELU REOLOGICZNEGO DO OCENY WPLYWU DOMIESZKI WĘGLA SZKLISTEGO NA CYKLICZNE PEŁZANIE CEMENTU CHIRURGICZNEGO

Streszczenie. W pracy opisano matematycznie zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego, jakie zaobserwowano podczas badań zmęczeniowych niskocyklowych. Badaniom poddano cement chirurgiczny o nazwie Palamed oraz cement Palamed modyfikowany węglem szklistym w postaci proszku o granulacji 60  $\mu\text{m}$  i udziale 3,2% mas. Wykorzystując model reologiczny standardowy, oceniono wpływ domieszki węgla szklistego na wielkość odkształcenia w warunkach cyklicznego pełzania. Stwierdzono korzystny wpływ tej domieszki na zachowanie się cementu w warunkach obciążeń zmiennych. Obliczenia przeprowadzono przy wykorzystaniu programu matematycznego „Mathcad 14”.

### 1. WSTĘP

Jednym z wielu stosowanych w medycynie biomateriałów jest cement akrylowy. Materiał ten znalazł szczególne zastosowanie w ortopedii, a dokładnie w endoprotezoplastyce stawów: biodrowego i kolanowego. Służy on bowiem do stabilnego mocowania endoprotezy w kości [1,2]. Pełni on również funkcję materiału pośredniego, który przenosi obciążenia z implantu na kość [3,4].

Cement chirurgiczny to samopolimeryzująca masa akrylowa, składająca się z pakowanego komponentu proszkowego (głównym składnikiem jest polimer PMMA) i komponentu ciekłego (głównym składnikiem jest monomer MMA), który po wymieszaniu staje się lepka mieszaniną. Pozwala to na formowanie i umieszczenie cementu wewnątrz kanału kości [3].

Cementom akrylowym stosowanym w ortopedii stawiane są liczne wymagania, takie jak: odpowiednia sprężystość, wysoka wytrzymałość zmęczeniowa, odporność na pęknięcie, zdolność do tłumienia drgań, odporność na ścieranie i biotolerancja. Liczne wady w postaci: wysokiej kruchości, małej wytrzymałości zmęczeniowej, toksyczności, wysokiej temperatury polimeryzacji, skurczu 1-5%, porowatości 1-10% powodują obłuzowania protezy i produkcję szczątków zużycia wywołujących lokalne zapalenie i osteolizę [2-4].

Podczas normalnej pracy stawu biodrowego cement chirurgiczny ulega procesowi zmęczenia w wyniku cyklicznego działania naprężeń [3]. Jednym z czynników mających wpływ na proces zmęczenia cementu chirurgicznego jest jego lepkosprężystość. Cement akrylowy jako kompozyt polimerowy jest materiałem lepkosprężystym, w którym zachodzą zjawiska reologiczne, takie jak pełzanie i relaksacja naprężeń [5].

Pełzanie jest procesem reologicznym, w którym wartość odkształcenia wzrasta w czasie przy stałym naprężeniu. Odkształcanie cementu spowodowane pełzaniem wiąże się z osiadaniem trzpienia endoprotezy i remodelingiem kości [1,6,7].

Zjawiska reologiczne w materiałach lepkosprężystych opisuje się odpowiednimi modelami matematycznymi. W pracy opisano matematycznie zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego, wykorzystując model reologiczny standardowy.

## 2. METODYKA BADAŃ

Stosując model reologiczny standardowy opisano zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego, jakie zaobserwowano podczas przeprowadzania badań zmęczeniowych niskocyklowych. Badaniom poddano cement chirurgiczny o nazwie Palamed oraz cement Palamed modyfikowany węglem szklстым w postaci proszku o granulacji  $60\ \mu\text{m}$  i udziale 3,2%mas. Badania zmęczeniowe niskocyklowe przeprowadzono na maszynie serwohydraulicznej MTS 810 przy sterowaniu obciążeniem w zakresie obciążeń rozciągających. Zmianę obciążenia zamodelowano cyklem trójkątnym o częstotliwości  $\nu=0,25\ \text{Hz}$ . Do opisu zjawiska pełzania zastosowano model standardowy. Ogólne równanie opisujące model standardowy ma następującą postać [8]:

$$\varepsilon(t) = \sigma_0 / E_I + \sum_{i=1}^n \{(\sigma_0 / E_i)[1 - \exp(-t/\nu_i)]\} + \sigma_0 t / \eta \quad (1)$$

Przy założeniu, że  $n=1$  równanie ma postać:

$$\varepsilon(t) = \sigma_0 / E_I + (\sigma_0 / E_1)[1 - \exp(-t/\nu_1)] + \sigma_0 t / \eta \quad (2)$$

gdzie:

$\sigma_0$  – naprężenie;

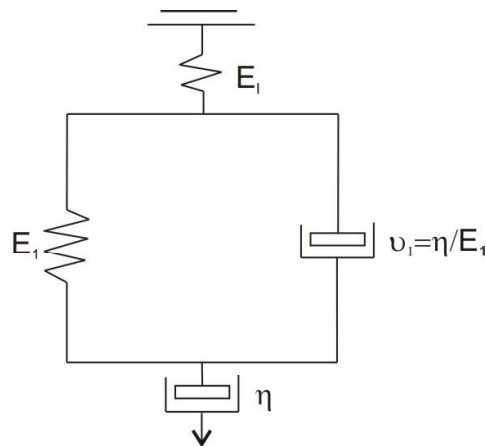
$E_I, E_1$  – moduły sprężystości podłużnej;

$\eta$  – współczynnik lepkości;

$t$  – czas;

$\nu_1 = \eta / E_1$

Równaniu temu odpowiada model mechaniczny przedstawiony na rysunku 1.



Rys.1. Model standardowy dla liczby elementów  $n=1$  [8]

Do zbudowania modelu matematycznego zjawiska cyklicznego pełzania wykorzystano wielkości naprężeń i modułu zależne od czasu. Do równania (2) podstawiono za  $\sigma_0$  równanie modelujące cykl naprężeń:

$$\sigma_0(t) = A \sigma_a \{1,55 + \arcsin[\sin(\omega(t+3))]\} \quad (3)$$

gdzie:

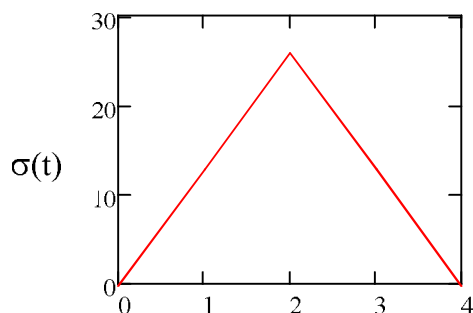
$\sigma_a=12,9\text{MPa}$  – amplituda naprężenia dla próbki o średnicy  $d=9\text{mm}$  i przyjętej sile  $F_{\max}=1640\text{N}$  ( $F_{\min}=0$ ), naprężenie  $\Delta\sigma=25,8\text{MPa}$  a więc  $\sigma_a = \Delta\sigma/2=12,9\text{MPa}$ ;

$\omega=0,5\pi$  (1/s) – wartość, jaką przyjęto w badaniach zmęczeniowych niskocyklowych;

$t$  (s) – czas;

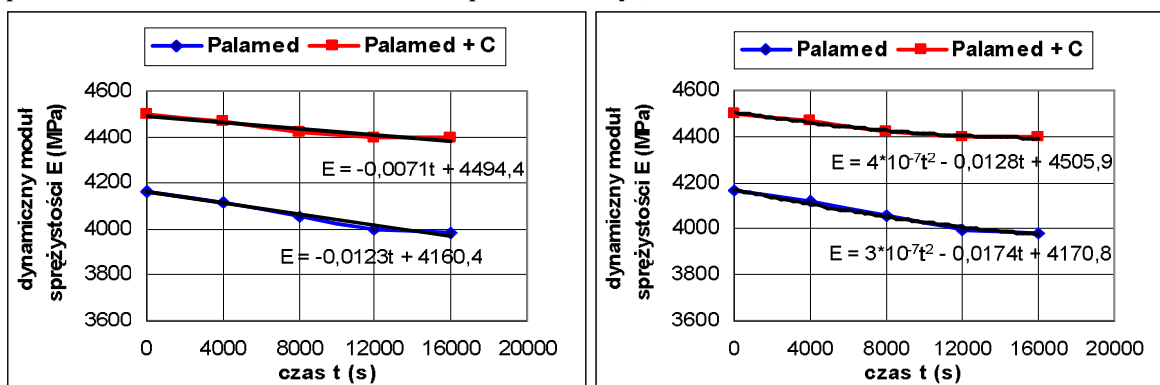
$A=0,641$  - stała dopasowująca wartości  $\Delta\sigma$  do założonej wartości  $\Delta\sigma=25,8\text{MPa}$

Model cyklu naprężeń zgodnego z równaniem (3) przedstawiono na rys 2. Wykres ten odpowiada wykresowi cyklu obciążeń, jaki zastosowano w badaniach zmęczeniowych niskocyklowych.



Rys.2. Model cyklu naprężeń w badaniach zmęczeniowych cementu chirurgicznego

Podczas badań zmęczeniowych niskocyklowych rejestrowano dane, z których wyznaczono dynamiczny moduł sprężystości  $E$  w zakresie do liczby cykli  $N=4000$ , co odpowiada czasowi  $t=16000\text{s}$ . Dane przedstawiające wartości  $E$  w zależności od czasu



Rys.3. Zależność dynamicznego modułu sprężystości od czasu dla cementu chirurgicznego

(dla różnej liczby cykli) aproksymowano dwoma rodzajami równań: 1) przy pomocy aproksymacji liniowej (rys. 3a) i 2) przy pomocy aproksymacji wielomianowej (rys.3b).

W równaniu (2) przyjęto za  $E_1$  dynamiczny moduł sprężystości  $E_1(t)$ . Równanie modelujące zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego przyjmuje następującą postać:

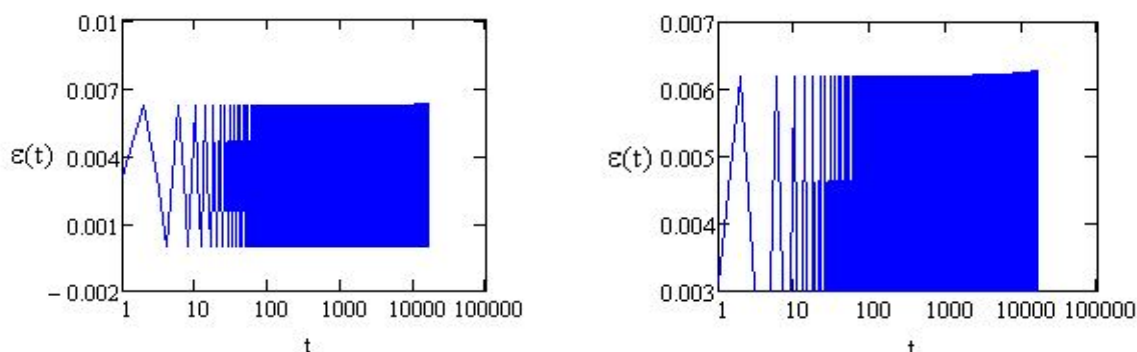
$$\varepsilon(t) = \sigma_0(t) / E_1 + (\sigma_0(t) / E_1(t)) \{1 - \exp[-tE_1(t) / \eta]\} + \sigma_0(t) t / \eta \quad (4)$$

W równaniu (4) przyjęto za  $E_1$  dane  $E$  dla pierwszego cyklu obciążenia. I tak dla cementu Palamed mamy  $E_1=4165$  MPa, a dla cementu Palamed modyfikowanego węglem szklistym  $E_1=4502$  MPa. Za  $E_1(t)$  przyjęto funkcję  $E(t)$  zgodnie z rys.3a i 3b. Przyjęto  $\eta=10^{10}$  MPa's

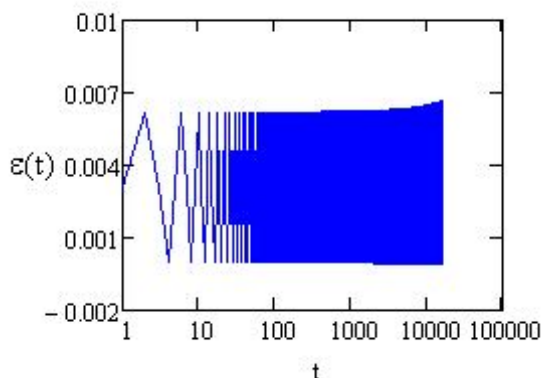
Ponadto przeprowadzono obliczenia dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=10$  dla obu badanych materiałów. Wykorzystując w obliczeniach wielomianową aproksymację zależności  $E=f(t)$  przyjęto zakres czasu do  $t=4 \cdot 10^5$ s, co odpowiada liczbie cykli  $N=10^5$ , czyli zakresowi badań zmęzeniowych niskocyklowych.

### 3. WYNIKI

Wykresy zależności  $\varepsilon=f(t)$  w przedziale czasu  $t=0-16000$ s (liczba cykli do  $N=4000$ ) dla cementu chirurgicznego Palamed oraz Palamed modyfikowanego węglem szklistym uzyskane dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=1$  i modelu o liczbie elementów  $n=10$ , przy zastosowaniu aproksymacji liniowej modułu sprężystości  $E(t)$  przedstawiono na rysunkach 4-7. Otrzymano mniejsze wartości odkształcenia dla czasu  $t=16000$ s po modyfikacji materiału węglem szklistym, a mianowicie dla modelu o liczbie elementów  $n=1$ :  $\varepsilon=0,0058$  (rys.6) oraz dla modelu o  $n=10$ :  $\varepsilon=0,0062$  (rys.7) w porównaniu z materiałem niemodyfikowanym, gdzie dla modelu o liczbie elementów  $n=1$  mamy  $\varepsilon=0,0063$  (rys.4), a dla  $n=10$ :  $\varepsilon=0,0066$  (rys.5). Zatem w przypadku obu materiałów dla modelu o liczbie elementów  $n=10$  uzyskano większe przyrosty odkształcenia w czasie niż dla modelu o liczbie elementów  $n=1$ .



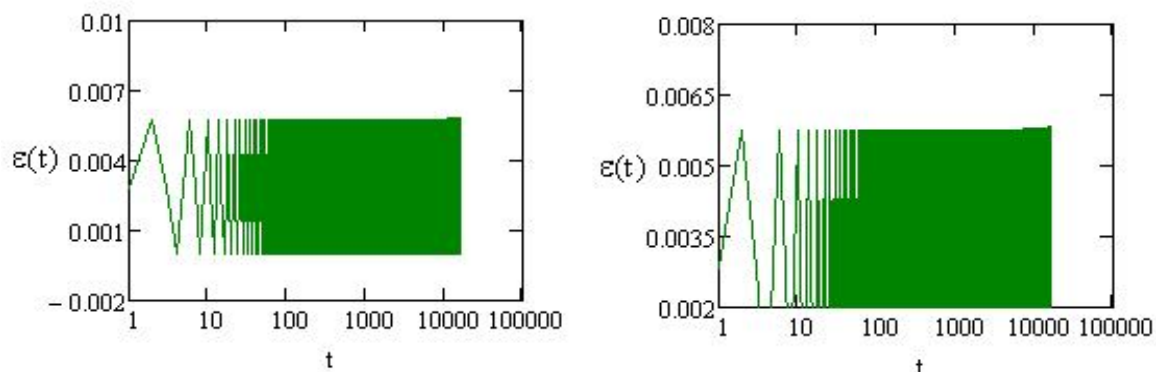
Rys.4. Wykres cyklicznego pelzania cementu chirurgicznego dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=1$  z powiększeniem wybranego obszaru



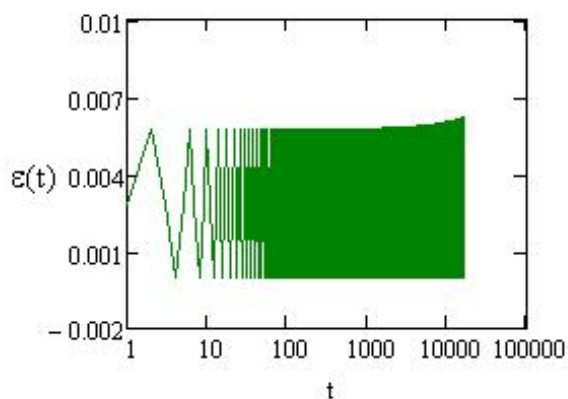
Rys.5. Wykres cyklicznego pelzania cementu chirurgicznego dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=10$

Dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=1$  przy wykorzystaniu do obliczeń wielomianowej zależności  $E=f(t)$  uzyskano również mniejsze wartości odkształceń  $\varepsilon(t)$ . Dla

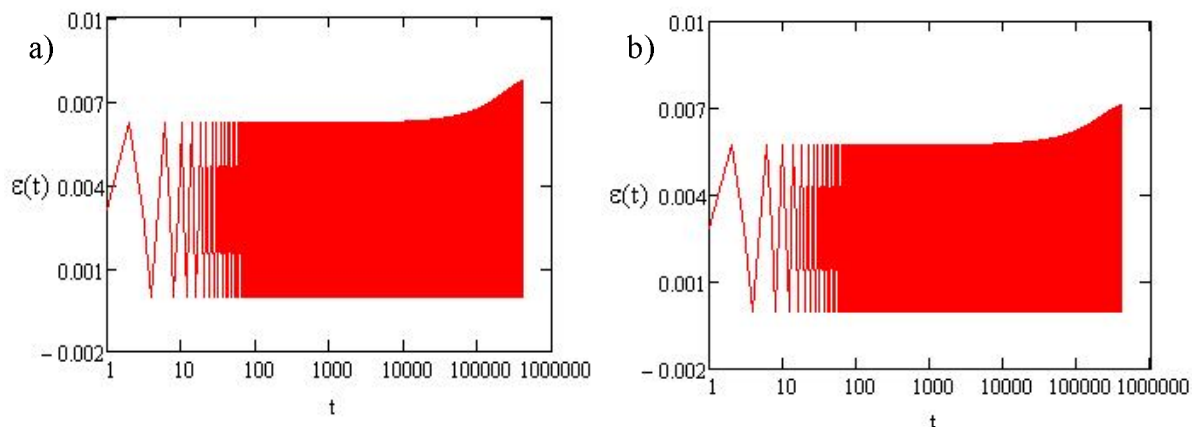
czasu  $t=400000s$  otrzymano  $\varepsilon=0,0071$  dla materiału modyfikowanego w porównaniu z materiałem niemodyfikowanym, dla którego  $\varepsilon=0,0077$  (rys.8.).



Rys.6. Wykres cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego modyfikowanego węglem szklistym dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=1$  z powiększeniem wybranego obszaru



Rys.7. Wykres cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego modyfikowanego węglem szklistym dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=10$



Rys.8. Wykres cyklicznego pełzania dla modelu standardowego o liczbie elementów  $n=1$  a) cementu chirurgicznego Palamed, b) cementu chirurgicznego Palamed modyfikowanego węglem szklistym

#### 4. WNIOSKI

Opracowane modele reologiczne dobrze opisują zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego i cementu chirurgicznego modyfikowanego węglem szklistym. Przy wykorzystaniu modelu standardowego o liczbie elementów  $n=1$  i  $n=10$ , w którym zastosowano liniową aproksymację  $E=f(t)$  dla obu materiałów możliwe było przedstawienie zmian odkształcenia w czasie do  $t=16000s$ . Natomiast stosując wielomianową zależność  $E=f(N)$  w modelu o liczbie elementów  $n=1$  można obliczać zmiany odkształcenia w czasie do  $t=4 \cdot 10^5 s$  odpowiadającemu zakresowi badań zmęczeniowych niskocyklowych.

Na podstawie wyników obliczeń stwierdzono korzystny wpływ domieszki węgla szklistego na zjawisko pełzania w cemencie. Węgiel szklisty zmniejsza przyrost odkształceń w czasie, ograniczając pełzanie materiału. Z medycznego punktu widzenia oczekuje się zatem zwiększenia trwałości mocowania endoprotezy stawu biodrowego, gdyż mniejsze odkształcenia cementu w procesie pełzania wiążą się z mniejszym osiadaniem trzpienia.

#### LITERATURA

- [1] Stolk J., Verdonschot N., Murphy B., Prendergast P., Huiskes R.: Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. *Engineering Fracture Mechanics* 2004, 71:513-528
- [2] Walker G., Daly C., Dunne N., Orr J.: Liquid monomer-powder particle interaction in acrylic bone cement. *Chemical Engineering Journal* 2008, 139: 498-494
- [3] Graham J., Priutt L., Ries M., Gaundiah M.: Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement. *The Journal of Arthroplasty* 2000, 15:1028-1035
- [4] Dunne N., Orr J., Mushipe M., Eveleigh R.: The relationship between porosity and characteristic of bone cements. *Biomaterials* 2003, 24:239-245
- [5] Mulle S., McCaskie A.: The mechanics of cemented total hip replacement. *Current Orthopaedics* 2002, 16:403-406
- [6] Balin A., Junak G.: Investigation of cyclic creep of surgical cements. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 2008
- [7] Balin A., Junak G.: Low cycle fatigue of surgical cement. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 2007, 20:211-214
- [8] Hyla I.: Wybrane zagadnienia z inżynierii materiałów kompozytowych. PWN W-wa 1978

#### **ADAPTATION OF RHEOLOGICAL MODEL TO ASSESS INFLUENCE OF THE GLASSY CARBON ADMIXTURES ON CYCLIC CREEP OF SURGICAL CEMENT**

Summary. Mathematically description of cyclic creep phenomena in surgical cement which occurred at low cycle fatigue tests has been attempted in this paper. It has been examined bone cement Palamed and Palamed modified with glassy carbon powder of 60  $\mu m$  granulation and 3,2% in mass fraction. Calculation of deformation changes in time for the elaborated model of cyclic creep has been done. It was stated that glassy carbon has advantageous influence on behavior bone cement in conditions of changeable loadings. Calculations have been made by using program Mathcad 14.