

ALICJA BALIN^{1)*}, JERZY MYALSKI²⁾, GRZEGORZ PUCKA²⁾, JERZY TOBOREK³⁾

Wpływ domieszki materiału ceramicznego na właściwości fizykochemiczne cementu chirurgicznego

Streszczenie — Przedstawiono wyniki badań dotyczących modyfikacji dwóch handlowych gatunków powszechnie stosowanego w praktyce klinicznej cementu chirurgicznego z osnową z poli(metakrylanu) metylu, zmierzających do zmniejszenia jego skurczu liniowego i obniżenia temperatury polimeryzacji. Oceniano wpływ wprowadzanych do cementów domieszek ceramiki (Al_2O_3 o różnym stopniu granulacji oraz węgiel szklisty) na zmianę tych parametrów. Określano też właściwości mechaniczne domieszkowanych cementów, mianowicie wytrzymałość na ściskanie (R_c), wytrzymałość na zginanie (R_g) oraz moduły sprężystości (E_c , E_g , E_r). Ze względu na zmęczeniowy charakter oddziaływań w trakcie użytkowania cementu stosowanego do mocowania endoprotez stawów, ocenę jego cech wytrzymałościowych realizowano metodą badań zmęczenia małowykłowego prowadzącą do wyznaczenia trwałości (N_f). Stwierdzono, że ceramiczne domieszki do cementu zmniejszają skurcz liniowy próbek oraz obniżają maksymalną temperaturę układu polimeryzującego. Najkorzystniejszy zespół ocenianych właściwości uzyskano w przypadku modyfikacji cementu węglem szklistym.

Słowa kluczowe: cement kostny, ceramika, temperatura polimeryzacji, skurcz liniowy, właściwości mechaniczne, zmęczenie małowykłowe.

THE INFLUENCE OF CERAMIC ADMIXTURE ON PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES OF SURGICAL CEMENT

Summary — The results of modification of two commercial grades of poly(methyl methacrylate) based surgical cements, widely used in clinical practice, focused on lowering of its linear contraction and polymerization temperature (Fig. 1) were presented. The effects of admixtures: Al_2O_3 of various granulations and glassy like coal, introduced into the cements, on the changes of these parameters (Fig. 2—6) were evaluated. Mechanical properties of cements admixed, namely compressive strength (R_c), flexural strength (R_g) and moduli of elasticity (E_c , E_g , E_r) (Fig. 7—10) were determined as well. Because of fatigue character of the interactions during the cement use for fixing of joint endoprostheses, the strength features of the materials were evaluated using low-cycle fatigue method, leading to durability (N_f) determination (Fig. 11). It was found that ceramic admixtures decreased both the linear contraction of the cement samples and maximal polymerization temperature. Modification of a cement with glassy like coal gave the best set of the properties evaluated.

Key words: bone cement, ceramics, polymerization temperature, linear contraction, mechanical properties, low-cycle fatigue.

POTRZEBA I MOŻLIWOŚCI MODYFIKACJI CEMENTU KOSTNEGO

Zastosowanie polimerów w medycynie jest już obecnie powszechne i wielostronne. Na przykład dzięki Charnleyowi [1], który w 1960 r. wprowadził metodę ustalania endoprotez przy użyciu poli(metakrylanu metylu), nastąpił rozwój nowoczesnej alloplastyki stawu biodrowego, a zastosowanie akrylowego cementu kostnego w istotnym stopniu polepszyło tę metodę operacyj-

ną. Wykorzystywane w chirurgii kostnej cementy akrylowe nadal jednak niedostatecznie spełniają wymagania stawiane im jako biomateriałom do endoprotezoplastyki; wymagania te obejmują mianowicie odpowiednią sprężystość, znaczną wytrzymałość zmęczeniową, odporność na pękanie, zdolność do tłumienia drgań, odporność na ścieranie oraz biotolerancję [2—7]. Na skutek obłuzowania i pęknięcia cementu często dochodzi nawet do konieczności wymiany endoprotezy.

Cement kostny charakteryzuje się małą odpornością na pękanie — odpowiedni współczynnik (K_{Ic}) nie przekracza bowiem $2 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ [8—10]. Styk trzpień endoprotezy/cement/kość stanowi jeden z dwóch podstawowych węzłów tribologicznych. Na styku tym występują mikroruchy (rzędu dziesiątych części milimetra), w wyniku których powstają głównie cząstki mikrowykruszonego cementu kostnego [11]. Tworzące się okruchy ce-

¹⁾ Politechnika Śląska, Katedra Mechaniki Materiałów, ul. Krasińskiego 8, 40-019 Katowice.

²⁾ Politechnika Śląska, Katedra Technologii Stopów Metali i Kompozytów, ul. Krasińskiego 8, 40-019 Katowice.

³⁾ Szpital Miejski, Oddział Urazowo-Ortopedyczny, ul. 1 Maja 9, 41-100 Siemianowice Śląskie.

^{*} Adres do korespondencji: e-mail: Alicja.Balin@polsl.pl

mentu mogą powodować osteolizę kości a także zużycie panewek polietylenowych. Jeżeli powstałe na skutek wykruszania się lub erozji cząstki cementu znajdują się pomiędzy powierzchniami ciernymi stawu, to może nastąpić jego drastycznie duże zużycie [7].

Cementy kostne wciąż jeszcze charakteryzują się niedostateczną zgodnością biologiczną, niekorzystnymi właściwościami wytrzymałościowymi oraz skłonnością do degradacji a także wysoką temperaturą utwardzania, pod wpływem której następuje uszkodzenie termiczne tkanek [1—14].

Polimeryzacja cementu zachodzi z kontrakcją objętości wynikającą z różnicy gęstości polimeru i monomeru. Wysoka temperatura utwardzania powoduje także tworzenie w masie pęcherzyków par monomeru oraz zwiększenie objętości pęcherzyków powietrza uwieczonych w tej masie w trakcie mieszania składników. Czynniki te są przyczyną skurczu polimeryzacyjnego materiału (1—5 %) oraz jego porowatości (1—10 %) [1, 7, 15]. Skutkiem tego może być powstawanie obluzowań pomiędzy cementem i kością, zatem znaczne skrócenie okresu użytkowania protezy.

W pracy przedstawionej w niniejszym artykule podjęliśmy próbę modyfikacji chemicznego składu cementu chirurgicznego z osnową z poli(metakrylanu) metylu (PMMA), stosowanego powszechnie w praktyce klinicznej. Dodanie do cementu ceramiki tlenkowej Al_2O_3 lub ceramiki beztlenkowej w postaci węgla szklстого miało na celu poprawę jego właściwości fizycznych.

Ceramika tlenkowa Al_2O_3 — jako materiał bioobojętny — jest stosowana w różnego rodzaju implantach, w tym także w konstrukcjach endoprotez stawów. Materiały ceramiczne zachowują wytrzymałość w bardzo szerokim przedziale temperatury [14, 16]. Materiały węglowe (m.in. w postaci włókien) są natomiast używane w rekonstrukcjach ortopedycznych narządu ruchu. Włókna węglowe, kompozyty zbrojone włóknami węglowymi na osnowie węglowej oraz węgiel szklsty cechuje dobra biotolerancja.

Zachowanie się węgla szklopodobnego (o strukturze amorficznej) w środowisku biologicznym było przedmiotem wieloletnich badań [17]. Materiał ten nie wywołuje odpowiedzi zapalnej w tkance przyległej do implantu. Charakteryzuje się on doskonałą biogodnością, jest odporny chemicznie, odporny na ścieranie a w środowisku biologicznym zachowuje się obojętnie. W naszej pracy oczekiwaliśmy, że dodatek proszku ceramicznego do cementu może obniżyć szkodliwą dla tkanek temperaturę jego utwardzania oraz — z zachowaniem dotychczasowych charakterystyk mechanicznych — zmniejszyć skurcz polimeryzacyjny wywierający istotny wpływ na trwałość połączenia kość/cement/implant.

Dodatek Al_2O_3 do cementu na osnowie PMMA zwiększa współczynnik przewodnictwa temperaturowego utworzonego kompozytu. Współczynnik ten w odniesieniu do Al_2O_3 wynosi bowiem aż $32,4 \cdot 10^{-3} m^2/h$ [16, 18] i jest znacznie większy niż w przypadku

PMMA [$(0,1—1,5) \cdot 10^{-3} m^2/h$] [18]. Również współczynnik przewodnictwa cieplnego λ materiałów ceramicznych jest większy niż polimerów; tak więc współczynnik λ Al_2O_3 wynosi 29—30 W/mK [16], podczas gdy wartość λ PMMA jest równa 0,19 W/mK [19]. Największy jest zaś współczynnik przewodnictwa cieplnego λ węgla szklстого, mieści się bowiem w przedziale 188—220 W/mK [19].

Oczekiwaliśmy więc, że cząstki zarówno Al_2O_3 , jak i węgla szklстого będą odbierać część ciepła podczas polimeryzacji MMA. Domieszka takiego materiału ceramicznego może ponadto hamować kurczenie się masy cementu w procesie polimeryzacji. Współczynnik liniowej rozszerzalności cieplnej Al_2O_3 wynosi bowiem $\alpha = (7,4—7,6) \cdot 10^{-6} K^{-1}$ [16] i jest mniejszy niż odnoszący się do PMMA ($\alpha = 60 \cdot 10^{-6} K^{-1}$ [18]). Wartość α węgla szklстого jest najmniejsza: $\alpha = (1,5—3,0) \cdot 10^{-6} K^{-1}$ [19].

CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

Materiały

Materiał do badań stanowiły cementy chirurgiczne [20, 21] stosowane w praktyce klinicznej w kraju, mianowicie:

— „PalacosR”, produkt firmy Hareus Kulzer GmbH & Co. KG Niemcy, przeznaczony do mieszania ręcznego. Skład proszku: metakrylan metylu/kopolimer akrylanu metylu — 33,80 g, nadtlenek benzoilu — 0,20 g, tlenek cyrkonu — 6,00 g, chlorofil — 0,001 g. Skład płynu: metakrylan metylu — 18,40 g, dimetylo-*p*-toluidyna — 0,40 g, chlorofil — 0,0004 g.

— „Palamed 40”, producent jw., przygotowywany do implantacji metodą mieszania próżniowego aparatem firmy Biomet-Merck. Skład proszku: metakrylan metylu/kopolimer akrylanu metylu — 38,28 g, nadtlenek benzoilu — 0,44 g, tlenek cyrkonu — 5,28 g. Skład płynu: metakrylan metylu — 18,4 g, dimetylo-*p*-toluidyna — 0,38 g, chlorofil — 0,0004 g.

Do wybranego gatunku cementu (opakowanie 40 g proszku + 20 ml płynu) wprowadzano jedną z dwóch następujących domieszek:

— węgiel szklsty w postaci proszku o granulacji 10 μm , otrzymany we własnym zakresie metodą karbonizacji żywicy fenolowo-formaldehidowej;

— proszek Al_2O_3 o granulacji 10—20 μm (czystość 99,99 %, produkt Huty Aluminium w Koninie) lub o granulacji 0,3 μm (czystość 99,99 %, temperatura wypalania 1300 °C, produkt firmy Fluka Chemie GmbH, Szwajcaria).

Każdą z tych domieszek wprowadzano w jednakowej ilości 2 g (3,2 % mas.).

Otrzymywanie domieszkowanych cementów

Handlowe cementy domieszkowano i z uzyskanych kompozycji przygotowywano próbki do badań podsta-

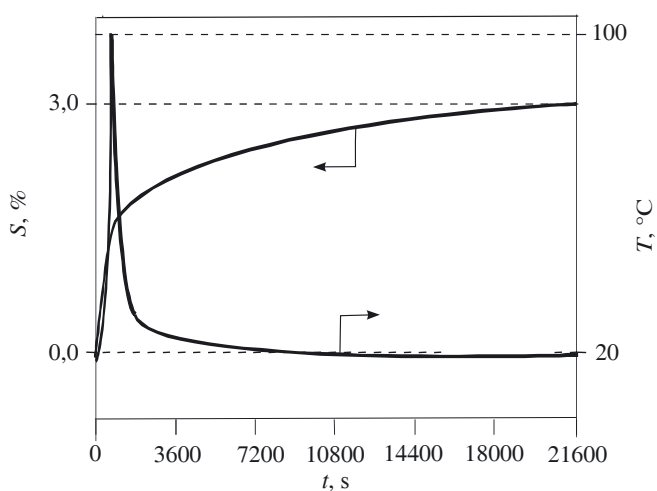
wowych właściwości mechanicznych oraz do badań zmęczeniowych. Mianowicie, domieszkę w postaci proszku mieszano ze składnikiem proszkowym cementu, a następnie otrzymany proszek z płynem.

Metodyka badań

W celu przeanalizowania wpływu dodatku materiałów ceramicznych na właściwości użytkowe cementu kostnego określano skurcz i temperaturę polimeryzacji oraz charakteryzowano właściwości mechaniczne zmodyfikowanego cementu.

Skurcz i temperatura polimeryzacji

Do oceny skurczu i temperatury polimeryzacji cementów wykorzystano urządzenie do analizy krzepnięcia i swobodnego skurczu liniowego odlewów kompozytowych; urządzenie to zaprojektowano i wykonano w Katedrze Technologii Stopów Metali i Kompozytów Politechniki Śląskiej [22]. Stanowisko badawcze składa się z płyty podstawowej z zamocowanymi czujnikami tensometrycznymi, metalowej formy próbnej o regulowanej temperaturze początkowej oraz komputerowego zestawu do pomiaru, rejestracji, analizy oraz wizualizacji uzyskanych wyników i zależności. Temperaturę cementu mierzono za pomocą termoelementu NiCr-NiAl w centrum termicznym próbki. Badaniom poddawano próbki średnicy 15 mm i długości 170 mm, określając punkty charakterystyczne na krzywej stygnięcia $T = f(t)$ i krzywej skurczu $S = f(t)$ (rys. 1). Pomiar realizowano wprowadzając pod ciśnieniem cement chirurgiczny w postaci półpłynnej do metalowej formy o temperaturze początkowej 37 °C odpowiadającej temperaturze organizmu.



Rys. 1. Przykład przebiegu w funkcji czasu polimeryzacji (t) krzywych zmiany skurczu (S) i temperatury (T) w odniesieniu do badanych cementów

Fig. 1. Examples of the courses of curves of contraction (S) and polymerization temperature (T) changes for the cements' investigated, versus time (t)

Właściwości mechaniczne

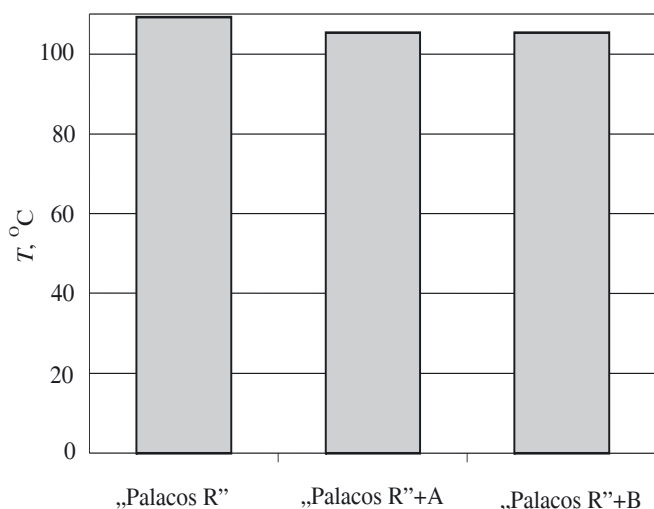
Podstawowe właściwości mechaniczne domieszko- wanych cementów charakteryzowano przeprowadzając statyczne próby ściskania oraz zginania. W pomiarach wytrzymałości na ściskanie (R_c) stosowano próbki w kształcie prostopadłościanu (10×10×30 mm) (wg PN-EN ISO 604:2000), a wytrzymałości na zginanie (R_g) — próbki o wymiarach 6×4×50 mm (wg PN-EN ISO 178:1998). W badaniach wykorzystywano maszynę wytrzymałościową „Instron 4469”; prędkość obciążania wynosiła przy tym $0,8 \cdot 10^{-4}$ m/s.

Wyznaczano również moduły sprężystości w warunkach ściskania (E_c) i zginania (E_g).

Moduł Younga przy rozciąganiu (E_r) określano w próbie statycznego rozciągania z dokładnym pomiarem wydłużeń próbek o przekroju kołowym ($d = 8,5$ mm, $L = 60$ mm), posługując się serwohydrauliczną maszyną zmęczeniową „MTS-810” wyposażoną w system cyfrowego sterowania „TestSTAR II”. Utrzymywanie stałej prędkości rozciągania oraz dokładne zbieranie danych było możliwe dzięki zastosowaniu programu „TestWARE SX”. Sterowanie realizowano skokiem siłownika, a pomiaru odkształcenia dokonywano za pośrednictwem ekstensometru firmy MTS o bazie 25 mm i zakresie odkształceń $\varepsilon = 0,02$.

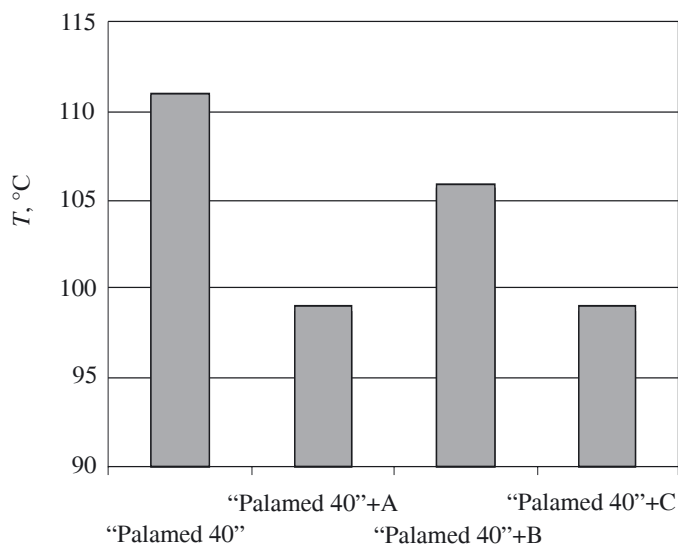
Ze względu na zmęczeniowy charakter oddziaływań w cemencie zastosowanym do mocowania endoprotez stawów, do oceny cech wytrzymałościowych zaadaptowaliśmy metodykę badań zmęczenia małowyczkowego [23]. Metodyka ta prowadzi do określenia wytrzymałości zmęczeniowej w zakresie małej liczby cykli, nazywanej również wytrzymałością zmęczeniową krótkotrwałą. Z nazwą tą nie zawsze można kojarzyć krótki okres trwałości układu mechanicznego lub elementu, albowiem dotyczy ona także małej liczby cykli, ale realizowanych w warunkach znacznych obciążeń roboczych [24].

Niszczenie cementu podczas ruchu człowieka jest skutkiem działania cyklicznych zmian obciążeń o dużych wartościach, a więc można je z dobrym przybliżeniem określić jako zmęczenie w zakresie małej liczby cykli [23]. W badaniach przyjęliśmy taki sposób obciążenia cyklicznego, który wywołuje naprężenie zmienne w obszarze naprężeń rozciągających, a więc najbardziej niebezpiecznych dla cementu. Pomiarzy prowadziliśmy za pomocą maszyny serwohydraulicznej „MTS-810” w warunkach sterowania przemieszczeniem. Zmianę przemieszczenia modelowano cyklem trójkątnym o częstotliwości 0,25 Hz. Próbki cementu o przekroju kołowym i średnicy 8,5 mm poddawano obciążeniom rozciągającym, zmieniającym się w cyklu od zera do maksymalnej siły 1000 N. W toku badań rejestrowano wykresy zależności obciążenia F próbki od przemieszczenia v siłownika wraz ze wzrostem liczby cykli. Ponadto, utrzymując stałą wartość przedziału przemieszczenia $\Delta v = 0,7$ mm, badano zmianę obciążenia ΔF w zależności od liczby cykli [23, 25]. W wyniku tych pomiarów uzys-



Rys. 2. Maksymalna temperatura polimeryzacji cementu „Palacos R” bez domieszki lub z domieszką: A — Al_2O_3 ($0,3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10\text{--}20 \mu m$)

Fig. 2. Maximum polymerization temperature of „Palacos R” cement neat or admixed with A — Al_2O_3 ($0.3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10\text{--}20 \mu m$)



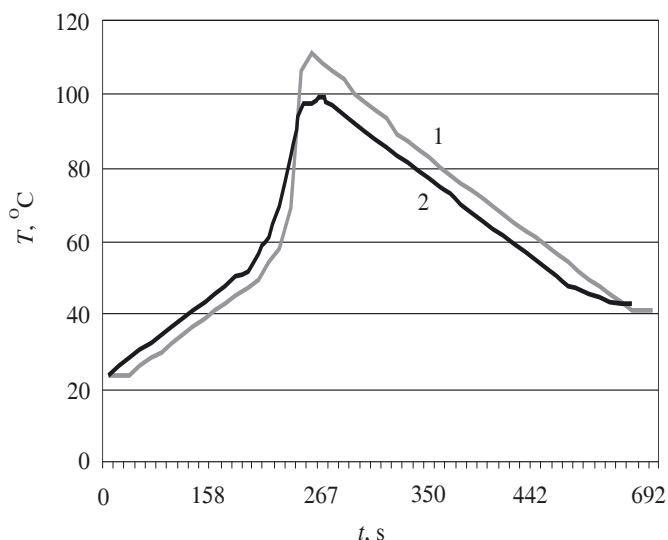
Rys. 3. Maksymalna temperatura polimeryzacji cementu „Palamed 40” bez domieszki lub z domieszką: A — Al_2O_3 ($0,3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10\text{--}20 \mu m$), C — węgla szklanego (ok. $10 \mu m$)

Fig. 3. Maximum polymerization temperature of „Palamed 40” cement neat or admixed with A — Al_2O_3 ($0.3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10\text{--}20 \mu m$), C — glassy like coal (about $10 \mu m$)

kiwano wartość trwałości N_f określającą liczbę cykli do zniszczenia próbki.

WYNIKI I ICH OMÓWIENIE

Na podstawie uzyskanych przez nas wyników (rys. 2, 3) można stwierdzić, że wszystkie domieszki ceramiki do cementów chirurgicznych na osnowie PMMA spowodowały niewielkie obniżenie maksymalnej tempera-

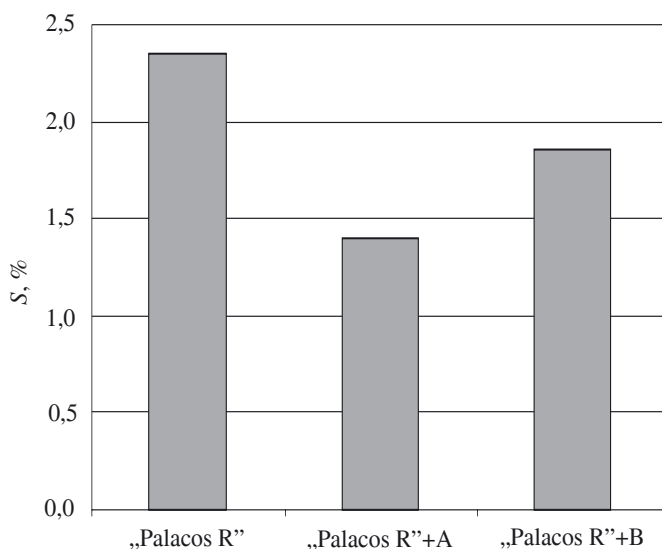


Rys. 4. Zmiana temperatury w funkcji czasu (t) polimeryzacji cementu „Palamed 40” bez domieszki (krzywa 1) oraz z domieszką węgla szklanego (C) (krzywa 2)

Fig. 4. Time dependence of polymerization temperature of „Palamed 40” cement neat (curve 1) or admixed with glassy like coal (curve 2)

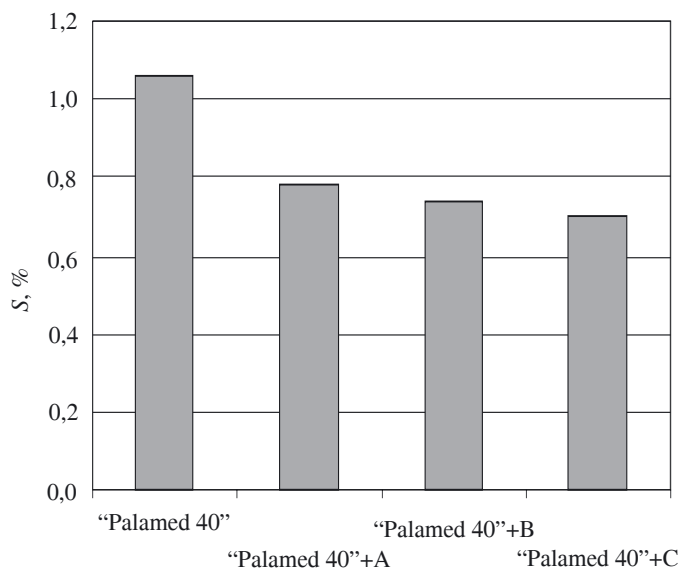
tury polimeryzacji układu. Najlepsze efekty (spadek o 11 %) uzyskano po dodaniu do „Palamedu 40” węgla szklanego (rys. 3). Modyfikacja cementu węglem szklanym, oprócz obniżenia maksymalnej temperatury układu polimeryzującego o ok. $12^\circ C$, spowodowała również przedłużenie czasu do chwili osiągnięcia maksymalnej temperatury polimeryzacji (rys. 4).

W przypadku domieszki proszku Al_2O_3 o granulacji $10\text{--}20 \mu m$ efekt zmniejszenia maksymalnej temperatu-



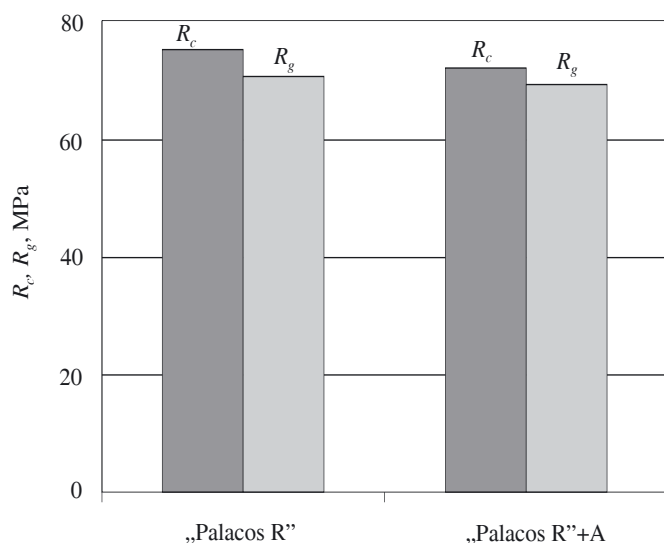
Rys. 5. Końcowy liniowy skurcz cementu „Palacos R” bez domieszki lub z domieszką Al_2O_3 po 6—8 h polimeryzacji: A — Al_2O_3 ($0,3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10\text{--}20 \mu m$)

Fig. 5. Final linear contraction of „Palacos R” cement neat or admixed with Al_2O_3 after 6—8 h of polymerization: A — Al_2O_3 ($0.3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10\text{--}20 \mu m$)



Rys. 6. Końcowy liniowy skurcz cementu „Palamed 40” bez domieszki lub z domieszką ceramiki po 6 h polimerizacji: A — Al_2O_3 ($0,3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10-20 \mu m$), C — węgiel szklisty (ok. $10 \mu m$)

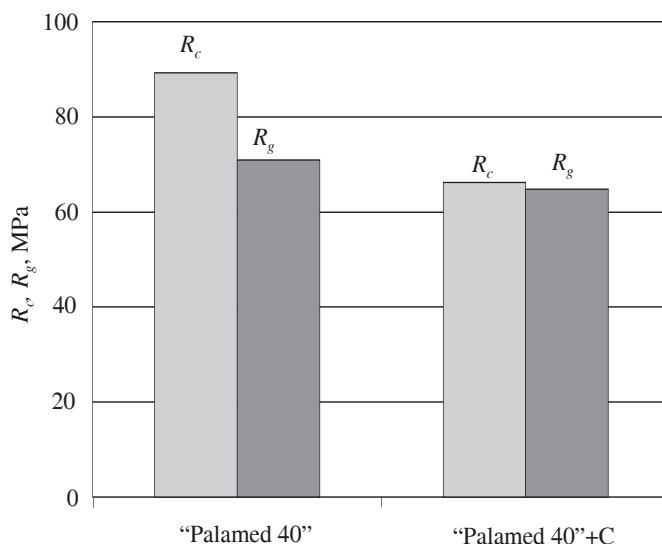
Fig. 6. Final linear contraction of „Palamed 40” cement neat or admixed, after 6 h of polymerization: A — Al_2O_3 ($0.3 \mu m$), B — Al_2O_3 ($10-20 \mu m$), C — glassy like coal (about $10 \mu m$)



Rys. 7. Właściwości wytrzymałościowe (R_c i R_g) cementu „Palacos R” bez domieszki lub z domieszką Al_2O_3 ($0,3 \mu m$): A — 4,8 % mas. domieszki

Fig. 7. Strength properties (R_c and R_g) of „Palacos R” cement neat or admixed with Al_2O_3 ($0.3 \mu m$): A — 4.8 wt. % of admixture

ry polimerizacji był mniej wyraźny. Wskazuje to, że ważnym czynnikiem w procesie wymiany ciepła jest wymiar dodawanych cząstek, albowiem w odniesieniu do jednakowego udziału masowego domieszki liczba dodawanych cząstek jest różna w zależności od ich wymiaru. Sumaryczna powierzchnia cząstek wpływa na szybkość odprowadzania ciepła na granicy cząstka-os

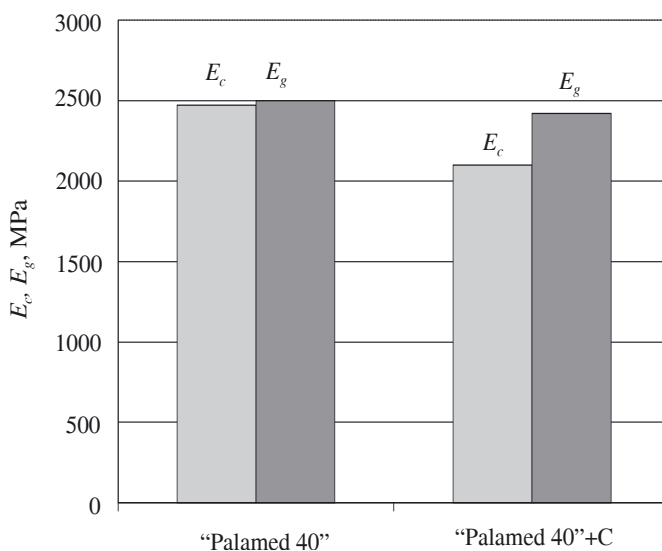


Rys. 8. Właściwości wytrzymałościowe (R_c i R_g) cementu „Palamed 40” bez domieszki lub z domieszką węgla szklistego: C — 4,8 % mas. domieszki

Fig. 8. Strength properties (R_c and R_g) of „Palamed 40” cement neat or admixed with glassy like coal: C — 4.8 wt. % of admixture

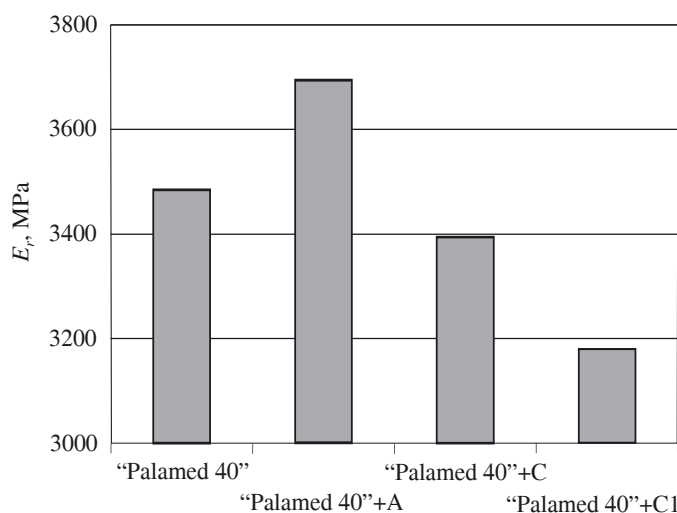
nowa, zatem oddziałują na maksymalną temperaturę polimerizacji modyfikowanego cementu.

Domieszka ceramiki tlenkowej do omawianego cementu powoduje także zmniejszenie końcowego skurczu liniowego próbek o ok. 30 % (rys. 5 i 6) a dodatek węgla szklistego — aż o 34 % (rys. 6). Tak wyraźne zmniejszenie skurczu oraz spadek maksymalnej temperatury polimerizacji po wprowadzeniu do cementu węgla szklistego jest zjawiskiem korzystnym ze wzglę-



Rys. 9. Wartości modułów sprężystości (E_c i E_g) cementu „Palamed 40” bez domieszki lub z domieszką węgla szklistego: C — 4,8 % mas. domieszki

Fig. 9. Moduli of elasticity values (E_c , E_g) of „Palamed 40” cement neat or admixed with glassy like coal: C — 4.8 wt. % of admixture



Rys. 10. Wartości modułu Younga przy rozciąganiu (E_r) cementu „Palamed 40” bez domieszki lub z domieszką ceramiki: A — Al_2O_3 ($0,3 \mu m$, 4,8 % mas.), C — węgiel szklisty (4,8 % mas.), C1 — węgiel szklisty (2,4 % mas.)

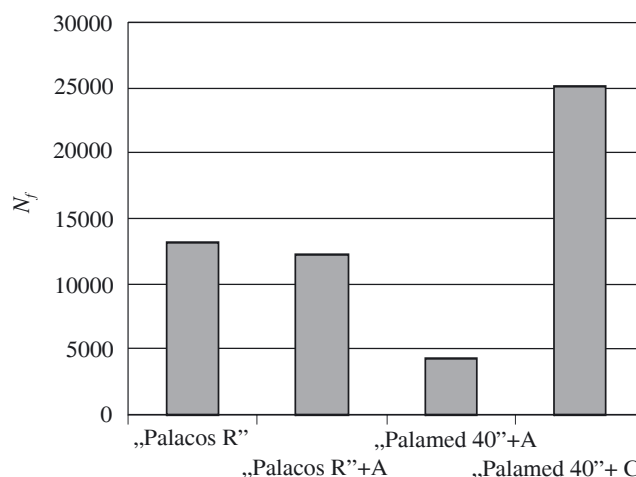
Fig. 10. Young's modulus values (E_r) of „Palamed 40” cement neat or admixed with: A — Al_2O_3 ($0.3 \mu m$, 4.8 wt. %), C — glassy like coal (4.8 wt. %), C1 — glassy like coal (2.4 wt. %)

du zarówno na możliwość ograniczenia destrukcji tkanki kostnej, jak i lepszego połączenia cementu z kością a także endoprotezą. Duża kompatybilność węgla szklistego z tkanką kostną [17] pozwala sądzić, że nastąpi również poprawa trwałości użytkowania związana z jego biotolerancją.

Po dodaniu do cementu proszku ceramicznego zmniejszeniu uległy również wartości wytrzymałości na ściskanie R_c i na zginanie R_g (rys. 7 i 8), co nie jest zjawiskiem korzystnym ze względu na biofunkcjonalność sztucznego stawu implantowanego z udziałem cementu. Spadek wartości E_c , E_g i E_r cementu „Palamed 40” z dodatkiem węgla szklistego (rys. 9 i 10) może natomiast wpłynąć korzystnie na lepkość — cechę istotną w warunkach oddziaływania obciążeń zmiennych, jakim podlega cement podczas użytkowania sztucznego stawu przez pacjenta [23].

Potwierdziły to wyniki zmęzeniowych badań małych próbek cementu „Palamed 40” bez domieszki oraz z domieszką węgla szklistego [25]. W odniesieniu do wszystkich próbek rejestrowane zależności zmiany obciążenia od przemieszczenia w każdym cyklu miały charakter pętli histerezy. Podczas badań zmęzeniowych cementu zaobserwowano zjawisko relaksacji naprężeń. Powolny powrót podkształceniowy, będący cechą lepkości materiału [26, 27], pozwala — z zastosowaniem przerw w realizacji obciążenia — na jego „regenerację”, warunkującą oczekiwaną trwałość sztucznego stawu biodrowego.

Wykorzystywana przez nas technologia wprowadzania domieszki spowodowała, że w cemencie modyfikowanym węglem szklistym („Palamed 40 + C”) nie udało



Rys. 11. Wartości trwałości (N_f) cementów chirurgicznych domieszkowanych ceramiką: A — Al_2O_3 ($0,3 \mu m$), C — węgiel szklisty

Fig. 11. Values of durability of surgical cements (N_f) admixed with ceramic materials: A — Al_2O_3 ($0.3 \mu m$), C — glassy like coal

się wyeliminować porów. Mimo to jednak materiał ten wykazywał mniejszą skłonność do kruchego pęknięcia niż cement bez domieszki węgla. Pomimo losowego występowania pęknięć próbek, uzyskane w zmęzeniowych badaniach małych próbek wartości trwałości N_f dotyczące kompozytu cement/węgiel szklisty były większe niż wartości N_f próbek z cementów bez domieszki bądź modyfikowanych proszkiem Al_2O_3 (rys. 11) [23, 25].

Uzyskane przez nas wyniki oceny trwałości N_f niedomieszkowanego cementu „Palamed 40” okazały się niemiernodajne (niemal natychmiastowe zniszczenie), nie zamieściliśmy ich więc na rys. 11. Ze względu jednak na porównywalny skład chemiczny niedomieszkowanych cementów „Palacos R” i „Palamed 40” można wstępnie przyjąć, że ich trwałość kształtuje się na jednakowym poziomie. Kontynuujemy badania w tej dziedzinie.

Przyczyny powstawania porów w otrzymanym kompozycie z węglem mogą być spowodowane zwiększeniem, pod jego wpływem, lepkości niecałkowicie spolimeryzowanego cementu. Ponadto, domieszka 3,2 % mas. węgla szklistego do fabrycznego opakowania cementu (40,0 g proszku i 20 ml płynu) spowodowała zagęszczenie masy powstałego materiału kompozytowego, co mogło być przyczyną niedostatecznego odprowadzenia z niej powietrza w procesie mieszania komponentów. Należałoby zatem tak dobrać proporcje zmniejszających lepkość wyjściowego polimeru składników, aby po wprowadzeniu do układu domieszki (np. węgla szklistego) lepkość polimeryzującej masy kompozytu była porównywalna z lepkością niedomieszkowanego cementu. Ma to równocześnie duże znaczenie dla chirurga wykonującego zabieg operacyjny wszczepienia protezy z zastosowaniem cementu, albowiem materiału o zbyt dużej lepkości nie można wprowadzić do łoża

kostnego pod ciśnieniem wytwarzanym za pomocą pistoletu.

PODSUMOWANIE

Przedstawione wyniki prowadzą do wniosku, że najkorzystniejszą charakterystykę — tj. minimalny skurcz, obniżona wartość maksymalnej temperatury polimeryzacji oraz cechy lepkosprężyste — z jednoczesnym utrzymaniem dopuszczalnego poziomu właściwości wytrzymałościowych uzyskuje się w przypadku cementu chirurgicznego na osnowie PMMA modyfikowanego węglem szklistym („Palamed 40 + C”). Wstępna ocena trwałości N_f pozwala przypuszczać, że dzięki odpowiedniemu doborowi proporcji komponentów kompozytu PMMA/węgiel szklisty osiągnięte zadawalającą, oczekiwaną przez chirurgów trwałość w połączeniu z łatwością manipulowania. Celowe zatem wydają się dalsze badania dotyczące kształtowania właściwości cementów chirurgicznych w kierunku tworzenia kompozytu PMMA/węgiel szklisty.

LITERATURA

- Zimmer K., Pradelok W.: „Cementy kostne” w monografii „Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej” (red. Nałęcz M.), t. 4, „Biomateriały” (red. Kuś H.), Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990, str. 251—263.
- „Campbell’s Operative Orthopaedics”, t. IV, The C. V. Mosby Company, St. Louis, Washington, D. C. Toronto 1987.
- Lu Z., Mc Kellop H.: *J. Biomed. Mater. Res.* 1997, **34**, 221.
- Toborek J., Balin A., Nowara T., Parafiniuk W., Szewczyk P.: „Zdolność komponentów sztucznego stawu biodrowego do tłumienia drgań jako jeden z czynników determinujących jego biofunkcjonalność”, „Biomechanika 95”, Kraków 1995, str. 265—269.
- Verdonschot N., Huiskes R.: *Clin. Orthop. Rel. Res.* 1996, **329**, 326.
- Łukaszczyk J.: *Polimery* 2004, **49**, 79.
- Polesiński Z., Karaś J.: „Cementy kostne i stomatologiczne” w monografii „Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000” (red. Nałęcz M.), t. 4, „Biomateriały” (red. Błażewicz S. W., Stoch L.), Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003, str. 179—209.
- Graham J., Pruitt L., Ries M., Gundian N.: *J. Arthroplasty* 2000, **15**, 1028.
- Lewis G., Mladi S.: *Biomaterials* 2000, **21**, 775.
- Lewis G., Nyman J., Trieu H. H.: *Biomaterials* 1998, **19**, 961.
- Gierzyńska-Dolna M.: „Rola procesów tribologicznych w utracie stabilności endoprotez”, *Annales Academiae Medicae Silesiensis*, supl. 32, Katowice 2001, str. 75—80.
- Chłopek J.: *Polimery* 2005, **50**, 182.
- Marciniak J.: „Biomateriały w chirurgii kostnej”, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- Salamon Z., Ratomski R.: „Kierunki rozwoju alloplastyki cementowej stawu biodrowego”, *Pamiętnik XXVII Zjazdu PTO i Tr.*, Warszawa 1988, str. 31—37.
- Bishop N. E., Ferguson S., Tepic S.: *J. Bone Joint Surg.* 1996, **78-B**, 349.
- Oczko K. E.: „Kształtowanie ceramicznych materiałów technicznych”, Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 1996.
- Błażewicz S., Chłopek J., Błażewicz M., Pamuła E.: „Biomateriały węglowe i kompozytowe” w monografii „Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000” (red. Nałęcz M.), t. 4, „Biomateriały” (red. Błażewicz S. W., Stoch L.), Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003, str. 331—423.
- Śleziona J.: „Podstawy technologii kompozytów”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1998.
- Rymuza Z.: „Trybologia polimerów ślizgowych”, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1986.
- Kühn K.-D.: „Bone Cements”, Springer-Verlag, Berlin—Heidelberg 2000.
- Praca zbiorowa: „Bone Cements and Cementing Technique” (red. Walenkamp G. H. I. M., Murray D. W.), Springer-Verlag, Berlin—Heidelberg 2001.
- Pucka G.: „Zastosowanie metody ATSD w analizie krzepnięcia i skurczu liniowego wybranych stopów aluminium”, III Kongres Odlewnictwa Polskiego, Zeszyty Naukowe Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2001.
- Balin A.: „Materiałowo uwarunkowane procesy adaptacyjne i trwałość cementów stosowanych w chirurgii kostnej”, *Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej*, nr 1610, Hutnictwo z. 69, Gliwice 2004.
- Kocańda S.: „Zmęczeniowe pękanie metali”, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1985.
- „Kształtowanie właściwości kompozytów polimerowych stosowanych w ortopedii”, Sprawozdanie z projektu badawczego KBN Nr 4 T08E 016 22 (kierownik projektu: Alicja Balin), 2002—2004.
- Broniewski T., Iwasiewicz A., Kapko J., Płaczek W.: „Metody badań i ocena własności tworzyw sztucznych”, WNT, Warszawa 1970.
- Hyla I.: „Tworzywa sztuczne. Własności — przetwórstwo — zastosowanie”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.

Otrzymano 12 XII 2005 r.