

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

### WPLYW PROCESÓW STARZENIA NA WYTRZYMAŁOŚĆ MECHANICZNĄ CEMENTU KOSTNEGO

Streszczenie. Wytrzymałość mechaniczna poszczególnych elementów sztucznych stawów ma zasadnicze znaczenie na ich żywotność w organizmie. Ze względu na złożony stan naprężeń oraz agresywne środowisko wewnątrz organizmu człowieka powoduje, że wraz z upływem czasu zmieniają się właściwości wytrzymałościowe poszczególnych elementów endoprotez. Ponieważ wpływ starzenia na spadek wytrzymałości PMMA stosowanego do mocowania protezy w kości, może spowodować obluźnienie się protezy w kości, w artykule przedstawiono wyniki badań pozwalających na określenie wielkości tych zmian w okresie pierwszych 6 lat po polimeryzacji.

#### 1. WSTĘP

Endoprotezoplastyka cementowa pomimo upływu lat i wielu niekorzystnych reakcji cementu kostnego na organizm jest nadal jedną z najpopularniejszych metod rekonstrukcji stawu biodrowego [3]. Użycie cementu dawało bardzo dobre możliwości mocowania protezy w kości. Jednak musiał on być użyty w odpowiedni sposób i chirurg winien zrozumieć zasadę jego działania. Nie należy go traktować, jako kleju („glue”), ale właśnie jako cement – wypełniacz („filler”) przestrzeni między kością a metalem i przenoszącym obciążenie protezy na kość [4]. Luźne wprowadzenie posmarowanej cementem protezy nie ma sensu, bowiem między cementem a kością nie występują siły adhezji, ani też reakcje chemiczne. Wprowadzenie protezy do jamy wypełnionej cementem natomiast stwarza ciśnienie, które wpycha drobiny cementu między zakamarki struktury kości. Po polimeryzacji otrzymuje się jednolity blok proteza-cement, stanowiący swą zewnętrzną powierzchnią negatyw struktury śródkostnej [6].

Znaczny procent obluźnień endoprotezy jest spowodowany zniszczeniem cementu akrylowego będącego spoiwem łączącym trzpień z kością [1,5]. Cement kostny (PMMA) o parametrach wytrzymałościowych  $E = 0,24 \times 10^4$  [MPa],  $\nu = 0,3$  znajdujący się między trzpieniem o parametrach wytrzymałościowych od  $E = 2,1 \times 10^5$  [MPa],  $\nu = 0,3$  – dla materiału protezy CoCrMo do  $E = 1,1 \times 10^5$  [MPa],  $\nu = 0,3$  – dla materiału protezy Ti6Al4V, a kością gąbczastą o  $E = 1,1 \times 10^3$  [MPa],  $\nu = 0,4$  [5,7], ma bardzo odpowiedzialne zadanie przenosząc obciążenia z izotropowego trzpienia o dużej sztywności na materiał anizotropowy o znacznie mniejszym module Younga. Różnica w charakterystyce przenoszenia obciążeń tych dwóch ośrodków powoduje duże obciążenie cementu kostnego [2,8].

Dodatkowym czynnikiem mającym wpływ na niszczenie masy cementowej jest starzenie się PMMA, wynikające z jego pracy w agresywnym środowisku, jakim jest organizm ludzki.

## 2. METODYKA BADAŃ

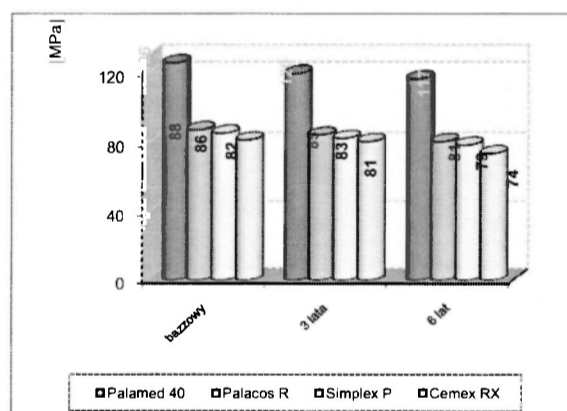
Na podstawie analizy warunków pracy masy cementowej w organizmie ludzkim określono, iż zaimplantowany do organizmu PMMA przenosi bardzo złożone obciążenia wynikające z motoryki człowieka. Charakter obciążeń protezy wynikający z codziennych czynności takich, jak chodzenie, siadanie czy wchodzenie po schodach może świadczyć, że obciążenia mają charakter dynamiczny (udarowy), a stany naprężeń w obszarze endoprotezy dowodzą, iż maksymalne wartości uzyskują naprężenia ściskające. Dla takiego charakteru pracy przeprowadzono dwie próby wytrzymałościowe: próbę ściskania oraz próbę udarności. Do badań wykorzystano cztery komercyjne cementy stosowane powszechnie w ortopedii: **CEMEX RX** - produkcja TECRES SPA, **PALACOS R** - produkcja SCHERING - PLOUGH INTERNATIONAL INC. KENILWORTH, NEW JERSEY, **SIMPLEX P** - produkcja HOWMEDICA LIMERICK, oraz **PALAMED 40** - produkcja BIOMET MERCK.

Badania wytrzymałościowe prowadzone były na maszynie wytrzymałościowej, dla której prędkość zgniotu ustalona została na 60 [mm/min], oraz na młocie Charpy'ego o energii młota 7,5 J. Do badań użyto dwa rodzaje próbek, wykonanych zgodnie z normą ISO 5833 - "Implants for surgery - Acrylic resin cements". Jako próbkę wzorcową (przed starzeniem) wykorzystano masę cementową, spolimeryzowaną 24 godziny przed badaniem, przechowywaną w roztworze Ringera. Próbki poddawane zostały procesowi starzenia zanurzeniowego w płynie Ringera w okresie do 6 lat od polimeryzacji masy cementowej.

## 3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, iż wytrzymałość na ściskanie masy cementowej wzorcowej w zależności od rodzaju i producenta zawiera się w obszarze od  $R_c = 82$  MPa do  $R_c = 126$  MPa, co przedstawia wykres 1. Cement kostny jest materiałem kruchym, co w przypadku obciążeń dynamicznych przenoszonych z protezy na cement kostny, a później na kość może powodować powstanie mikropęknięć przegradzających się w wykruszenia cementu kostnego. Na wykresie 2 przedstawiono wyniki pomiarów udarności PMMA dla próbek wykonanych 24 godziny przed próbą.

Dokonując analizy wyników badań statycznej próby ściskania masy cementowej w okresie po polimeryzacji od 1 do 6 lat stwierdzono, iż wraz z upływem czasu zmniejsza się wytrzymałość na ściskanie PMMA.

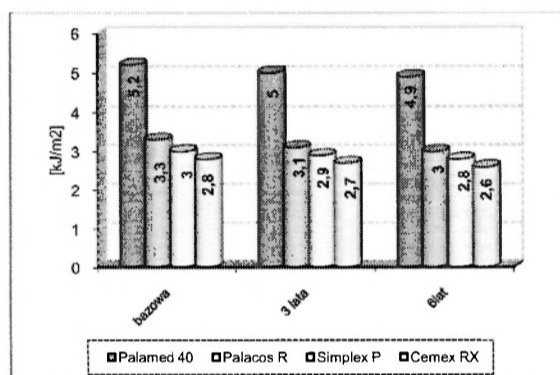


Rys. 1. Zmiana wytrzymałości  $R_c$  [MPa] PMMA wraz z upływem czasu

Proces starzenia cementu kostnego w płynie Ringera powoduje w 3 letnim okresie zanurzenia spadek wytrzymałości na ściskanie cementów w od 1,5% do 5%. Największy spadek wytrzymałości zaobserwowano dla PMMA – Palamed 40, gdzie wytrzymałość na ściskanie spadła z  $R_c = 126$  [MPa] dla próbki bazowej o blisko 5%. Najmniejszy spadek wytrzymałości w tym samym okresie zanotowano dla cementu kostnego Cemex RX, gdzie wytrzymałość na ściskanie spadła o 1,5% z  $R_c = 82$  [MPa] dla próbki bazowej do  $R_c = 81$  [MPa]. W przypadku pozostałych cementów tj Simplex P i Palacos  $R_c$  [MPa]  $R_c$  [MPa] stwierdzono spadek o niespełna 4%.

Wraz z wydłużeniem okresu zanurzenia PMMA w płynie Ringera do 6 lat  $R_c$  [MPa] zmniejsza się wytrzymałość na ściskanie od 6,3% w przypadku cementu Palamed 40 do 8,5% w przypadku cementu Cemex RX. Natomiast dla cementów Palacos R ( $R_c = 88$  [MPa] dla próbki bazowej) oraz Simplex P ( $R_c = 86$  [MPa] dla próbki bazowej) wytrzymałość ta zmniejszyła się o około 8% do wartości: Palacos R  $= R_c = 81$  [MPa], Simplex  $= R_c = 79$  [MPa].

Cement kostny jest materiałem kruchym, co w przypadku obciążeń dynamicznych przenoszonych z protezy na cement kostny, a później na kość może powodować powstanie mikropęknięć przegradzających się w wykruszenia cementu kostnego. Na wykresie 2 przedstawiono wyniki pomiarów udarności PMMA dla próbek 24 godziny po polimeryzacji oraz zmianę udarności wraz z upływem czasu.



Rys. 2. Zmiana udarności KC [kJ/m<sup>2</sup>] PMMA wraz z upływem czasu

Trzyletni okres zanurzenia PMMA w płynie Ringera powoduje spadek udarności o 4% w przypadku cementów Palamed 40 ( $KC=5,2$  [kJ/m<sup>2</sup>] do wartości  $KC=5,0$  [kJ/m<sup>2</sup>]), Cemex RX ( $KC=2,8$  [kJ/m<sup>2</sup>] do wartości  $KC=2,7$  [kJ/m<sup>2</sup>]) oraz Simplex P ( $KC=3,0$  [kJ/m<sup>2</sup>] do wartości  $KC=2,9$  [kJ/m<sup>2</sup>]), podczas gdy udarność cementu Palacos R spadła z  $KC=3,3$  [kJ/m<sup>2</sup>] do wartości  $KC=3,1$  [kJ/m<sup>2</sup>], co stanowi 94% udarności cementu bazowego. Wydłużenie okresu zanurzenia PMMA w płynie Ringera powoduje zmniejszenie udarności poszczególnych cementów kostnych do wartości Palamed 40:  $KC=4,9$  [kJ/m<sup>2</sup>], Palacos R:  $KC=3,0$  [kJ/m<sup>2</sup>], Simplex P:  $KC=2,8$  [kJ/m<sup>2</sup>] oraz Cemex RX:  $KC=2,6$  [kJ/m<sup>2</sup>], co stanowi odpowiednio 94%, 92%, 93% oraz 90% udarności cementu bazowego.

#### 4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, iż w okresie do 6 lat wytrzymałość mechaniczna masy cementowej ulega zmianie. Największy spadek wytrzymałości zanotowano dla cementu Cemex RX, dla którego spadek udarności wynosi ~10% oraz spadek

wytrzymałości na ściskanie 8,5%. Najniższy spadek analizowanych wytrzymałości mechanicznych zanotowano dla cementu Palamed 40, dla którego  $R_c$  [MPa] spadło o ~6,5% podczas gdy  $KC$  [ $\text{kJ/m}^2$ ] o blisko 6%. W przypadku cementów Palacos R oraz Pimplex P wytrzymałość na ściskanie  $R_c$  [MPa] spadła odpowiednio o 8%, podczas gdy udarność  $KC$  [ $\text{kJ/m}^2$ ] spadła o 8% i 7%.

#### LITERATURA

- [1] Bernakiewicz M., Będziński R., Ocena relacji charakterystyk sztywności trzpieni endoprotez stawu biodrowego i kości udowej: *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 1996.
- [2] Biliński P., Wolański R., Mątewski D., Wyniki leczenia zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego endoprotezoplastyką cementową Weller: *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska*, LXI Supl 3a, 1996.
- [3] Burke D., Centrifugation as method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement: *IBBIS*, 1984, 55A, 49.
- [4] Huiskes R., et al., Effects of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodeling: *J. Orthop. Res* 1992.
- [5] Saito M. et al., Experimental Studies of a new bioactive bone cement: hydroxyapatite composite resin: *Biomaterials*, 15, 1994, s. 156-160.
- [6] Salomon Z. Radomski R., Kierunki rozwoju alloplastyki cementowej stawu biodrowego: *Pamiętnik XXVII Zjazdu Naukowego PTOiTr*, Warszawa 1988 str.31-32
- [7] Szarek A., Szyrowski J., Różnice wytrzymałościowe wybranych cementów akrylowych: *Inżynieria Biomateriałów*, R.8, nr 45, 2005
- [8] Włodarski J., Szyrowski J., Szarek A., Analiza Odkształceń kości udowej z zainplanowaną endoprotezą bezcementową typu Bicontact: *Acta Of Bioengineering And Biomechanics*, Biomechanika 2004.

#### EFFECT OF THE PROCESSES OF AGING ON MECHANICAL STRENGTH IN BONE CEMENTS

Summary. Mechanical strength in each part of artificial joints is of essential importance to their life in the body. A complex distribution of stress combined with aggressive environment inside human body causes that strength properties in the part of endoprostheses change in the course of time. Since the effect of aging on the decline of strength in PMMA used for fixation of the prosthesis in bone might cause that the prosthesis comes loose in the bone, this paper presents the results of the investigations which allow for determination of the extent of these changes in the period of first 6 years after polymerization.