

RÓŻNICE WYTRZYMAŁOŚCIOWE WYBRANYCH CEMENTÓW AKRYLOWYCH

ARKADIUSZ SZAREK*, JANUSZ SZYPROWSKI**

*POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ I INFORMATYKI, INSTYTUT
OBRÓBKI PLASTYCZNEJ INŻYNIERII JAKOŚCI I BIOINŻYNIERII.

**ODDZIAŁ ORTOPEDII I CHIRURGII URAZOWEJ WOJEWÓDZKIEGO
SZPITALA SPECJALISTYCZNEGO IM NMP W CZĘSTOCHOWIE.

Streszczenie

Obecnie w medycynie stosuje się szereg różnych polimerów służących głównie jako wypełniacze. W ortopedii powszechnie używa się cement akrylowy PMMA (polimetakrylanu metylu) służący do mocowania endoprotezy wewnątrz kości. Producenci poszczególnych cementów podają różne parametry wytrzymałościowe dla danego rodzaju PMMA brak jest jednak właściwej korelacji między nimi ze względu na zróżnicowane warunki przygotowania, polimeryzacji oraz przeprowadzania prób wytrzymałościowych. Z tego też powodu została podjęta próba porównania własności wytrzymałościowych i strukturalnych poszczególnych cementów kostnych stosowanych w ortopedii.

Cement akrylowy użyty do badań miał skład chemiczny podany przez producenta, z zachowaniem odpowiedniej proporcji między polimerem a monomerem. Nie stosowano domieszek (wypełniaczy). Proces przygotowania cementu do badań prowadzony był zgodnie z instrukcją producenta. Dla wszystkich próbek zachowane zostały identyczne warunki polimeryzacji, przechowywania oraz przeprowadzenia próby wytrzymałościowej.

Do badań przyjęto cztery najpopularniejsze obecnie cementy kostne produkowane przez czołowych producentów. Trzy z nich stosowane są z powodzeniem w ortopedii od kilku lat i są to: CEMEX RX - produkcja TECRES SPA, PALACOS R - produkcja SCHERING - PLOUGH INTERNATIONAL INC. KENILWORTH, NEW JERSEY, SIMPLEX P - produkcja HOWMEDICA LIMERICK, oraz nowej generacji cement PALAMED 40 - produkcja BIOMET MERCK. Do badań użyto oryginalnie zapakowane cementy z nieprzekroczonym terminem ważności. Opakowania zostały otworne bezpośrednio przed wykonaniem próbek.

Badania wytrzymałościowe prowadzone były na maszynie wytrzymałościowej, dla której prędkość zgniotu ustalona została na 60 [mm/min]. Do badań użyto dwóch rodzajów próbek, wykonanych zgodnie z normą ISO 5833 - "Implants for surgery - Acrylic resin cements". Próba wytrzymałościowa wykonana została 24 godziny po polimeryzacji masy akrylowej. Ze względu na specyfikę pracy cementu kostnego przeprowadzona została próba wytrzymałości na ściskanie.

Poza badaniami wytrzymałościowymi przeprowadzona została również analiza mikrostruktury poszczególnych polimetakrylanów metylu. Analizie poddano także zjawiska zachodzące podczas ściskania oraz zachowanie się cementu po zakończeniu próby wy-

STRENGTH DIFFERENCES OF SOME ACRYLIC CEMENTS

ARKADIUSZ SZAREK*, JANUSZ SZYPROWSKI**

*CZĘSTOCHOWA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING AND COMPUTER SCIENCES
INSTITUTE OF METAL WORKING, QUALITY ENGINEERING AND
BIOENGINEERING

**PROVINCIAL SPECIALISTIC HOSPITAL IN CZESTOCHOWA

Abstract:

Nowadays, the medicine uses several polymers as extenders. In orthopaedics, to fix an endoprosthesis inside a bone there is commonly applied the PMMA acrylic cement (polymetacrylan of methylene). Producers of certain cements give many strength parameters of the PMMA; they vary because the cements were prepared in different polymerisation and strength tests conditions. It was the main reason why the efforts to compare the strength and structural properties of certain bone cements used in orthopaedics were taken.

The chemical constitution of the acrylic cements used in research was prescribed by its producer and prepared preserving proportions between polymer and monomer. No fillers were used. The whole process of preparing the cement to use it for research was conducted strictly according to the rules given by the producer. Polymerisation and storing conditions as well as the strength tests were equal and identical for all of the samples (diagram 3)

In the research there were used the most popular 4 bone cements produced by main manufacturers: CEMEX RX - by TECRES SPA, PALACOS R - by SCHERING-PLOUGH INTERNATIONAL INC. KENILWORTH, NEW JERSEY, SIMPLEX P - by HOWMEDICA LIMERICK, and a brand new one: PALAMED 40 - by BIOMET MERCK. They were all originally packed and completely new. The boxes were opened right before usage.

The strength tests were made on the strength machine with the cold work velocity of 60 [mm/min]. Two kinds of samples were used. They were prepared according to ISO 5833 - "Implants for surgery - Acrylic resin cements". The strength test was made 24 hours after polymerising the acrylic mix. Because the bone cement is supposed to work in very particular conditions, there were 2 special tests carried: compression and two-support crushing.

Except strength tests there were also analysed microstructures of particular polymetacrylans of methylene. All the phenomena that took place during the tests were also examined as well as the state of the cement right after the test (delamination, brittleness, size of the fragments, etc.) The process of crushing was also analysed (diagrams 1 and 2). Every phenomenon that took place while the cement was cyclically loaded had its crucial influence on durability of the bone - stem joint and on defragmentation of the cement and displacing the fragments inside the organism.

trzymałościowej (rozwarstwienie, kruchość, wielkość odłamów itd.). Wszystkie te zjawiska, zachodzące podczas cyklicznego obciążania cementu, mają decydujący wpływ na trwałość połączenia kości z trzpieniem oraz możliwość wykruszenia się drobin cementu i ich przemieszczanie się wewnątrz organizmu.

Słowa kluczowe: kompozyt, wytrzymałość, cementy kostne.

[Inżynieria Biomateriałów, 45, (2005), 32-36]

Wstęp

Alloplastyka stawu biodrowego jest zabiegiem mającym na celu przywrócenie funkcji uszkodzonego stawu biodrowego [2]. Intensywne badania nad zastąpieniem ludzkiego stawu przez sztuczny staw rozpoczęło się w roku 1960, kiedy to Charnley zakotwiczył endoprotezę w kości za pomocą metakrylanu metylu. Od tego czasu zmieniło się w alloplastyce bardzo wiele. Coraz to doskonalsze metody projektowania wszczepów pozwalają na stworzenie endoprotez dopasowanych do indywidualnych warunków pacjenta. Poszczególne elementy „zastępcze” oraz cementy kostne produkowane są z coraz to nowych materiałów, o bardzo dużej biogodności i biotolerancji [6]. Praktyka kliniczna wykazuje duży procent niepowodzeń zabiegów implantacji sztucznego stawu biodrowego spowodowanych utratą stabilności trzpieni w kości udowej [4]. Znaczny procent obłuzowań endoprotezy jest spowodowany zniszczeniem cementu akrylowego będącego spoiwem łączącym trzpień z kością. Jak wynika z badań mechanizm przenoszenia obciążeń przez zdrowy staw biodrowy jest bardzo złożony. Wprowadzenie endoprotezy prowadzi do zakłóceń fizjologicznych mechanizmów przenoszenia obciążeń w stawie biodrowym. Zbyt duża sztywność trzpienia prowadzi do obciążenia bliższej części kości udowej, przez co dochodzi do zaniku tkanki kostnej w okolicy krętarzowej będącej przyczyną obłuzowania trzpienia endoprotezy. W przypadku zbyt małej sztywności implantu w stosunku do sztywności kości dochodzi do wzrostu koncentracji naprężeń w proksymalnej części kości [1, 8].

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. 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 stwarza natomiast ciśnienie, które wypycha drobiny cementu między zakamarki struktury kości. Po polimeryzacji otrzymuje się jednolity blok proteza-cement stanowiący swą zewnętrzną powierzchnią negatyw struktury śródkostnej [7].

Cement kostny (PMMA) znajdujący się między trzpieniem o module Younga $E = 1,1 \times 10^5$ [MPa], a kością gąbczastą o module Younga $E = 1,1 \times 10^3$ [MPa] [8], 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.

Technologia cementowania

PMMA po zakończonym procesie polimeryzacji stanowi mocne spoiwo, od którego wymaga się utrzymanie zaim-

To examine granularity and microstructures of some kinds of PMMA there had to be used microscope and a special computer program for picture analysis FIGURE 1- 4.

Keywords: composite, strength, acrylic cements. [Engineering of Biomaterials, 45, (2005), 32-36]

Introduction

The alloplasty of a hip joint is an operation aimed at the restoration of the function of the damaged hip joint [2]. Intensive research on the replacement of a human joint with an artificial one has began in 1960, when Charnley anchored the endoprosthesis inside a bone with methyl methacrylate. Since then, the alloplasty has been in a continuous progress. More and more perfect methods of designing the implants allow to create endoprosthesis fitting patient's individual conditions and needs. Individual units as well as cements are made of more modern materials being extremely biotolerant and biocompatible [6]. Clinical practice reveals high percentage of failures of artificial hip joint implantation operations caused by the loss of stability of a mandrel inside a femur [4]. The considerable percentage of the endoprosthesis loosening is caused by the destruction of the acrylic cement being the binder connecting mandrel to the bone. It has been observed in the tests that the mechanism of transmitting of the loading inside a healthy hip joint is very complicated. Implementing the endoprosthesis leads to physiological disturbances of the mechanisms of transmitting of loadings inside a hip joint. Too large stiffness of the mandrel leads to loading of a closer part of femur what results in an atrophy of the osseous tissue in the trochanter region being the cause of loosening of the endoprosthesis. In case of too small stiffness of the implant in relation to the bone stiffness increase in stresses concentration in proximal part of femur is observed [1, 8].

The use the cement has given very good possibilities of fixing of the prosthesis inside a bone. However it had to be done in a proper way and a surgeon should understand the principle of its working. Cement should not be treated as a glue, but as a filler - filling the space between a bone and metal and transferring the loadings to the bone. Inserting of the prosthesis smeared with cement loosely does not make any sense as there are neither adhesion forces nor chemical reaction present between a cement and a bone. However inserting the endoprosthesis into a cavity filled with cement creates the pressure pushing the particles of the cement into the gaps of bone structure. After polymerization the uniform system prosthesis- cement is obtained and its external surface is the negative of the endosteal structure [7].

Osseous cement (PMMA) between mandrel (Young module $E = 1,1 \times 10^5$ [MPa]) and spongy bone (Young module $E = 1,1 \times 10^3$ [MPa] [8]) is responsible for transmitting loading from stiff isotropic mandrel to the anisotropic material of considerably smaller Young module value. The difference in characteristic of the loading transmission causes large loading of osseous cement.

Cementing technology

PMMA after polymerization is a strong binder that should hold implanted endoprosthesis inside the marrow cavity and transmit the loadings resulting from man's motor activity.

PMMA looks like glass and it has been found out that its cracking is one of the reasons of the joints endoprosthesis exchange. It should be stated that comparing to the compact

plantowanej endoprotezy w jamie szpikowej i przenoszenia obciążeń wynikających z motoryki człowieka.

Związaną PMMA przypomina, więc szkło. I rzeczywiście jego pękanie jest jedną z przyczyn wymiany endoprotez stawów. Dla porównania należy podać, że kość zbita wykazuje wartość analogicznego współczynnika w granicach 2-12 [MPa×m^{1/2}], a więc jest wielokrotnie odporniejsza na pękanie. Dodatkową wadą cementu jest skurczliwość po polimeryzacji, wzmacniana jeszcze skurczliwością termiczną po obniżeniu temperatury wywołanej procesem egzotermicznym [5].

Duży wpływ na wytrzymałość mechaniczną połączenia "kość - cement - implant" oraz samego cementu kostnego ma technika operacyjna, oraz sposób przygotowania PMMA. Do niedawna cement przygotowywany był przez ręczne wymieszanie składników. Wprowadzenie polimetakrylanu metylu do jamy szpikowej odbywało się ręcznie, przez co nie było pewności, czy jama szpikowa została całkowicie wypełniona. Taka technika cementowania nie dawała zadowalających wyników ze względu na niepełne wypełnienie jamy szpikowej i tworzenie się w implantowanym obszarze pęcherzy powietrznych. Puste przestrzenie w spolimeryzowanym PMMA jak również w miejscach styku kość - cement - implant, powodowały kumulację naprężeń i zwiększały prawdopodobieństwo zniszczenia połączenia.

W latach dziewięćdziesiątych wprowadzono, w celu zmniejszenia porowatości, wirowanie cementu w strzykawkę ładowanej później do pistoletu. Wirowanie odbywa się przy 4.000 [obr/min] przez 30 [s]. Zabieg ten pozwala na usunięcie z cementu banieczek gazu, dających później puste przestrzenie wewnątrz masy cementowej o przekroju nawet do 5000 μm. Po wirowaniu występują jedynie przestrzenie przekroju 200 μm. Odporność na odkształcenie wzrasta o 54 %, a na zmęczenie nawet do 136% [3].

Obecnie metoda cementowania uległa radykalnym modyfikacjom. Do jamy szpikowej wprowadza się na żadaną głębokość korek wykonany z kości i przy użyciu strzykawki lub pistoletu pod odpowiednim ciśnieniem wprowadza się masę cementową. Podczas zabiegu istotne jest również utrzymanie odpowiedniej grubości płaszcza cementowego, który przy alloplastyce stawu biodrowego został ustalony na 3,5 [mm] z zachowaniem równomiernego rozłożenia PMMA wokół trzpienia. Wprowadzony do tak przygotowanej kości udowej trzpień jest osadzony stabilnie, a cement wnika w mikropory trzpienia i kości. Spełnienie wymienionych warunków ma istotne znaczenie dla połączenia "kość-cement- implant". Im większa będzie penetracja cementu do tkanki kostnej, tym mocniejsze jest połączenie cementu z kością.

Metodyka badań

Dla wybranych cementów akrylowych przeprowadzona została próba wytrzymałości na ściskanie. Próbkę formowane były ręcznie, cement rozrabiany był w naczyniu o obojętnym odczynie chemicznym zapobiegającym przedostaniu się wtrąceń.

Do próby ściskania użyte zostały dwa rodzaje próbek o kształcie walca. Średnica próbek ustalona została na $d_1 = 6$ mm i $d_2 = 8$ mm. Wysokość próbki określona została wg normy ISO 5833 i wynosiła $h = 2d$ mm.

Badania prowadzone były na hydrauliczno - mechanicznej prasie, dla której prędkość zgniotu była stała i wynosiła $V = 1$ [mm/s].

Przygotowanie próbek odbyło się zgodnie z zaleceniami producenta cementu. Warunki przygotowania, polimeryzacji oraz przechowywania próbek były identyczne.

Próbki przyjęte do badań wykonane zostały z czystego

bone (the value of analogous coefficient 2-12 [MPa×m^{1/2}], PMMA is significantly less resistant to cracking. Contraction after polymerization, further strengthened by the thermal contraction after temperature fall of exothermic process, is the other drawback of cement [5].

An operating technique as well as a method of PMMA preparing are of a significant influence on the mechanical durability of bone-cement-implant binding. Until quite lately cement was prepared by mixing the components manually. Insertion of polymethylmethacrylate to the medulla cavity was held manually, and thus it was not certain whether the medulla cavity had become filled entirely. Such a cementation technique did not give the satisfactory results due to the incomplete filling of medulla cavity and forming of aerial vesicles in an implanted area. Empty spaces in polymerized PMMA as well as in the bone - cement - implant contact regions caused the accumulation of stresses and increased the probability of the destruction.

In the 90s, in order to limit the porosity, rotation of the cement in a syringe, later freighted to a gun, was incorporated. Rotation is performed at 4.000 [rpm] for 30 [s]. The process allows to remove the gas bubbles from cement, reducing empty spaces inside cement pulp from about 5000 μm to 200 μm in diameter. Deformation resistance increases of about 54%, and endurance even of 136% [3].

Nowadays method of cementation underwent the radical modifications. Bone stopper is being inserted into the medulla cavity at appropriate depth and then, cement pulp is being inserted under the demanded pressure with syringe or gun. It is also essential during the operation to maintain a suitable cement layer thickness, which for a hip joint alloplasty was assumed to be 3 to 5 [mm] evenly distributed around the mandrel. Mandrel inserted under these conditions is stably embedded inside the femur, and cement penetrates the mandrel and bone micropores. The fulfillment of the above conditions is crucial for the bone - cement - implant joint. The larger penetration of cement into the osseous tissue the stronger connection of cement and bone.

Methodology of investigations

Compression strength test was performed for variable acrylic cements. Samples were manually formed; cement was prepared in a vessel of a neutral chemical reaction to prevent penetration of inclusions.

Two kinds of cylindrical samples were taken into the compression strength tests. The samples diameter was $d_1 = 6$ mm and $d_2 = 8$ mm while the height of sample $h = 2d$ mm was determined according to ISO 5833 standard.

The tests were carried out at hydraulic - mechanical press with a constant speed $V = 1$ [mm / s].

The preparation of samples was carried out in conformity of cement manufacturer. The conditions of preparation, polymerization as well as storage of samples were identical.

Samples taken into the investigation were made of pure cement without any fillers.

The analysis of the individual osseous cements microstructure were performed with the IRIS computer image analysis program. Structure were analyzed under the microscope with a transiting light at 65x, 125x, 1250x.

Results of investigations

Proper magnification were used to make the appropriate photographs, which, after the computer image analysis,

cementu bez domieszek wypełniaczy.

Analiza mikrostruktury poszczególnych cementów kostnych odbyła się przy użyciu programu do komputerowej analizy obrazu IRYS. Struktura była analizowana pod mikroskopem ze światłem przechodzącym przy powiększeniach 65x, 125x, 1250x.

Wyniki badań

Zastosowanie odpowiedniego powiększenia pozwoliło na wykonanie stosownych zdjęć, które dzięki komputerowej analizie obrazu dostarczyły wielu cennych informacji dotyczącej masy cementowej. Wykonanie skanów struktury i wprowadzenie ich do komputera pozwoliło na obserwację struktury spolimerizowanego cementu akrylowego, określenie wielkości cząstek, spójności materiału, ocenę mikrostruktury i porowatości. Badania mikroskopowe pozwoliły na wysunięcie następujących wniosków.

Największą mikro-gramaturę posiada cement PALAKOS R, którego struktura jest bardzo porowata i charakteryzuje się dużą niejednorodnością (RYS. 1).

Najbardziej jednolitą strukturę zaobserwowano w cemencie SIMPLEX P (RYS. 2) oraz PALAMED 40 (RYS. 3). Te dwa rodzaje cementu akrylowego charakteryzują się drobną ziarnistością oraz stosunkowo gładką powierzchnią. Strukturę obydwóch cementów kostnych widocznych w powiększeniu 125x przedstawiają RYS. 2 i 3.

Pośrednią gramaturę oraz strukturę posiada cement Cemex RX, którego mikrostruktura została przedstawiona na poniższym RYS. 4.

Wszystkie cemeny przyjęte do badań poddane zostały próbie ściskania. Parametry pracy maszyny wytrzymałościowej oraz wielkości próbek dla wszystkich rodzajów badanych PMMA były jednakowe. Podczas ściskania kontrolowano zachowanie się cementu. Istotne było ustalenie, czy przenoszone przez próbki obciążenie nie powoduje kruszenia się próbki lub nie powstają na niej wyraźne pęknięcia. Wykruszanie się cementu jest dużym zagrożeniem dla utrzymania stabilności trzpienia jak i dla zdrowia pacjenta. Powstanie odprysków masy cementowej świadczyłoby o emisji cząstek cementu do organizmu bezpośrednio po implantacji. Znane są przypadki zwiększenia emisji cząstek PMMA wraz z upływem czasu i starzeniem się cementu kostnego, jednak wykruszenie się cementu bezpośrednio po polimeryzacji znacznie zmniejszyłoby jego przydatność w ortopedii.

Wybrane cemeny kostne przyjęte do badań, podczas próby ściskania zachowywały się podobnie. PMMA nie wykruszał się, nie złuszczał, nie następowało odpryskiwanie

provided a great number of valuable information regarding the cement pulp. The structure scans and their computer analysis made it possible to observe the polymerized acrylic cement structure, to determine particles sizes, cohesion of material, to assess its microstructure and porosity. On the basis of the microscopic investigations the following conclusions have been drawn.

The greatest micro-basis weight has been observed for PALAKOS R cement characterized by very porous structure and large inhomogeneity (FIG. 1).

The most uniform structure has been observed for both SIMPLEX P (FIG. 2) and PALAMED 40 cement (FIG. 3) as well. These two types of acrylic cement are characterized by relatively small granularity and smooth surface. The structures of both cements have been shown in FIGs. 2 and 3 (x125).

Cemex RX cement is the one with the medium basis weight and structure, and its microstructure has been presented in FIG.4.

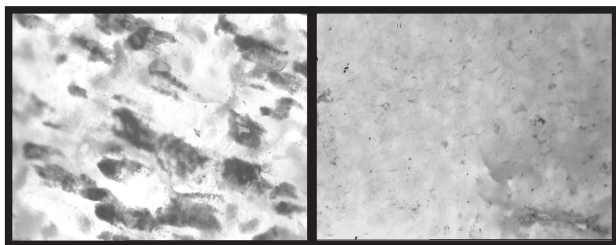
All the cements taken into the investigation were subjected to the compression tests. Working parameters of a testing machine as well as dimensions of the samples were the same for all studied PMMAs. It was important to determine whether the loading transmitted by the samples does not cause the crush of the samples or whether there are no visible fractures occurring. Cement spalling is a major threat for mandrel stability and for patient's health. Occurrence of the cement pulp debris would indicate an emission of the cement particles to the organism immediately after the implantation. The cases of increased emission of PMMA particles in time due to the ageing of the cement are known but the spalling of the cement immediately after polymerization would considerably reduce its usefulness in orthopaedy.

All the cements taken into the investigation has shown similar results. PMMAs did neither spall nor peel. In FIGs. 5 and 6 the compression tests results for two cements of extremely different parameters have been shown.

Compression test characteristic of the polymethylmethacrylate CEMEX RX type ($R_{C_{CEMEX\ RX}} = 82$ [MPa]) vs. time. Compression test characteristic of the polymethylmethacrylate PALAMED 40 type ($R_{C_{PALAMED\ 40}} = 126$ MPa) vs. time

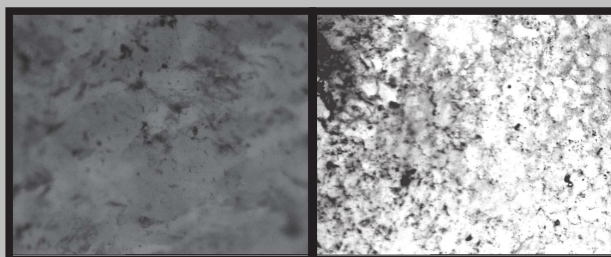
On the basis of the calculation results it can be stated that the compressive strength for all the PMMA types used in orthopaedy for several years is similar, and it significantly differs only for PALAMED 40 cement. The differences in compression strength of the osseous cements taken into the tests have been presented in FIG. 7.

It results from the calculation that the highest compression strength, considerably different from the other cements, has been observed for PALAMED 40 cement ($R_{C_{PALAMED\ 40}} =$



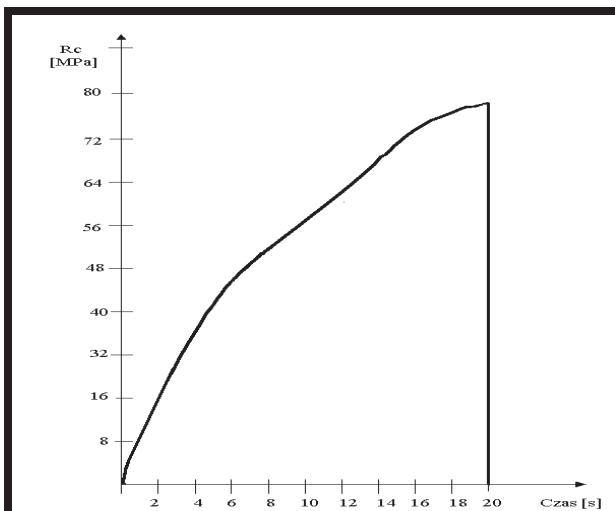
RYS. 1. Struktura cementu kostnego PALAKOS R powiększenie 125x.
FIG. 1. The structure of bone cement PALAKOS R; magnification 125x.

RYS. 2. Struktura cementu SIMPLEX P powiększenie 125x.
FIG. 2. The structure of cement SIMPLEX P; magnification 125x.



RYS. 3. Struktura cementu PALAMED 40 powiększenie 125x.
FIG. 3. The structure of cement PALAMED 40; magnification 125x.

RYS. 4. Struktura cementu akrylowego CEMEX RX powiększenie 125x.
FIG. 4. The structure of acrylic cement CEMEX RX; magnification 125x.



RYS. 5. Charakterystyka próby ściskania w funkcji czasu dla CEMEX RX.

FIG. 5. Characteristic compression of CEMEX RX crushing test in time.

cząstek cementu.

Przebieg ściskania dla dwóch cementów o skrajnych parametrach wytrzymałościowych przedstawiają RYS. 5 i 6.

Charakterystyka próby ściskania polimetakrylanu metylu typu CEMEX RX przedstawiona w funkcji czasu, dla którego $R_{c_{CEMEX\ RX}} = 82$ MPa. Charakterystyka próby ściskania polimetakrylanu metylu typu PALAMED 40 przedstawiona w funkcji czasu, dla którego $R_{c_{PALAMED\ 40}} = 126$ MPa

Z dokonanych obliczeń wynika, że wytrzymałość na ściskanie dla poszczególnych rodzajów PMMA stosowanych w ortopedii od kilku lat jest zbliżona, a różni się znacznie jedynie od cementu PALAMED 40.

Różnice w wytrzymałość na ściskanie przyjętych do badań cementów kostnych przedstawia RYS. 7.

Z dokonanych obliczeń wynika, że największa wytrzymałość na ściskanie ma cement PALAMED 40, dla którego, $R_{c_{PALAMED\ 40}} = 126$ [MPa], co znacznie odbiega od pozostałych rodzajów cementów. SIMPLEX P, PALACOS R oraz CEMEX RX nieznacznie różnią się wytrzymałością na ściskanie.

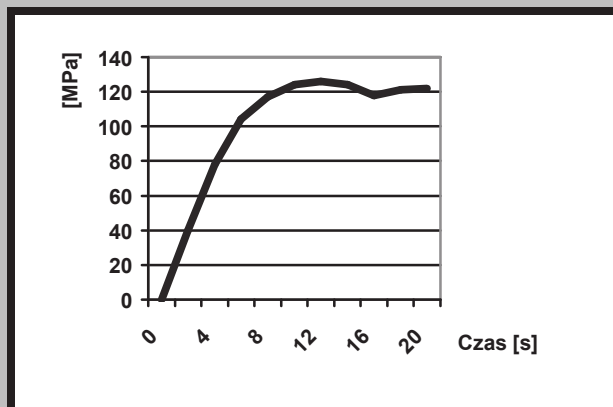
Obecnie wykorzystuje się wiele rodzajów cementów, stosowanych jako kompozyty czyste (bez domieszek) lub z domieszkami innych substancji. Stosowanie wypełniaczy ma istotne znaczenie na własności wytrzymałościowe PMMA.

Badania prowadzone w Instytucie Obróbki Plastycznej Inżynierii Jakości i Bioinżynierii pozwalają na określenie wpływu wypełniaczy na własności wytrzymałościowe cementów kostnych, zmniejszenia temp. polimeryzacji i zmniejszenia szybkości procesów starzenia cementów akrylowych. Zastosowano trzy rodzaje wypełniaczy (materiały kości-zastępcze o nazwie BIO-OSS, miążgę kostną bydlęcą oraz Al_2O_3). Różnice w wytrzymałości mechanicznej oraz w strukturze cementu kostnego mają znaczący wpływ na żywotność i własności wytrzymałościowe wybranego cementu kostnego.

Różnice w wytrzymałość na ściskanie przyjętych do badań cementów kostnych z 5% domieszką wypełniaczy przedstawia RYS. 8.

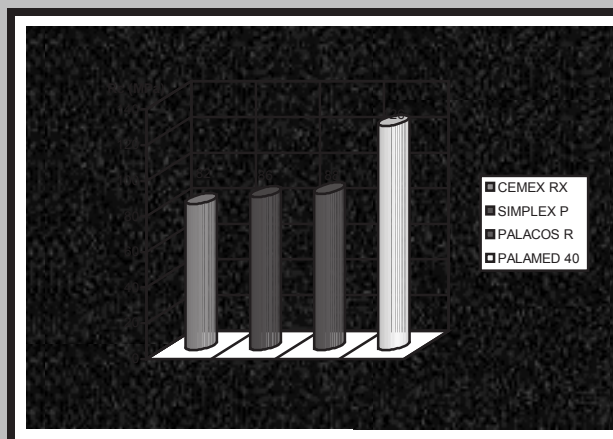
Wnioski

Badania wytrzymałościowe przeprowadzone na wybranych rodzajach polimetakrylanu metylu stosowanym w ortopedii jako spoiwo między kością a trzpieniem pozwalają



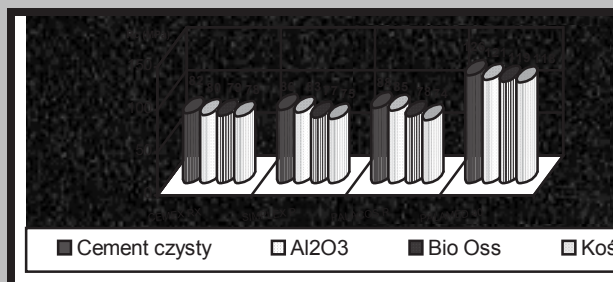
RYS. 6. Charakterystyka próby ściskania w funkcji czasu dla PALAMED 40.

FIG. 6. Characteristic compression of PALAMED 40 crushing test in time.



RYS. 7. Wytrzymałość na ściskanie R_c [MPa] dla wybranych cementów kostnych.

FIG. 7. Crushing resistance R_c [MPa] for some chosen bone cements.



RYS. 8. Wytrzymałość cementów kostnych z 5% domieszką wypełniaczy.

FIG. 8. Strength of the bone cements with 5% fillers.

126 MPa), while SIMPLEX P, PALACOS R and CEMEX RX have shown insignificantly different compression strength

Nowadays, many kinds of cements are used either as pure polymer or with admixtures of different substances. Application of fillers is of a great significance to the mechanical properties of the PMMA.

The research performed at the Institute of Metal Working, Quality Engineering and Bioengineering permits to determine the influence of the fillers on mechanical properties of bone cements, decrease in polymerization temperature and decrease the ageing process rate of the acryl cements.

Three kinds of fillers were taken into tests: bone-substitutive material BIO-OSS, bovine bone pulp and Al_2O_3 . Differences in mechanical properties and in structure of bone

na poznanie jednej

z podstawowych własności wytrzymałościowych na ściskanie. Przygotowanie próbek oraz przeprowadzone badania odbyły się w zbliżonych warunkach, dlatego można ustalić korelacje w wytrzymałości na ściskanie poszczególnych PMMA.

Dla wybranych cementów kostnych największą wytrzymałość na ściskanie ma PALAMED 40, którego $R_{c_{PALAMED 40}}=126\text{MPa}$, co stanowi 154 % wytrzymałości „najsłabszego” z badanej grupy CEMEX RX dla którego $R_c \text{ CEMEX RX} = 82 \text{ [MPa]}$. Wytrzymałość na ściskanie PALAMED 40 znacznie odbiega od pozostałych cementów przyjętych do badań. PALACOS R oraz CEMEX RX charakteryzują się zbliżoną wytrzymałością na ściskanie, a różnica między nimi jest około 4%. SIMPLEX P jest pośrednim cementem, którego $R_c \text{ SIMPLEX P} = 86 \text{ [MPa]}$.

Określenie wytrzymałości PMMA na ściskanie jest zaledwie wstępem do poznania całkowitej wytrzymałości wybranych cementów kostnych. Przeprowadzone badania nie dają pełnego obrazu zachowania się cementu kostnego w warunkach klinicznych i nie mogą być wyznacznikiem do klasyfikacji poszczególnych cementów.

Aby uzyskać pełen obraz zachowania się cementu kostnego podczas pracy, należałoby przeprowadzić cykl kolejnych badań tj. rozciąganie, zginanie, ścinanie oraz określenie wpływu starzenia się cementu na utratę własności wytrzymałościowych i migracji cząstek do organizmu.

Wyniki badań mikrostruktury przedstawiają wielkość ziaren oraz porowatość spolimeryzowanego cementu. Parametry te mają istotne znaczenie dla całkowitego wypełnienia jamy szpikowej i przeniknięcie cementu akrylowego w głąb struktury bełeczkowej kości. Najdrobniejszą gramaturę posiadają SIMPLEX P oraz PALAMED 40, dlatego można przypuszczać, że właśnie te cementy powinny najdokładniej penetrować kość, dzięki czemu zespolenie kość - cement - implant powinno być stabilne i trwałe.

cement are of significant influence on life and mechanical properties of the bone cement.

The differences in compression strength of the osseous cements with 5% of different fillers taken into the tests have been presented in FIG. 8.

Conclusions

The strength tests carried out for the chosen types of PMMA used in orthopaedy as a binding between a mandrel and a bone contribute to determining one of the basic material properties - compression strength. The preparation of samples as well as investigations were carried out under the similar conditions and therefore it was possible to establish correlations in compression strength of the individual PMMA.

PALAMED 40 has shown the highest value of compression strength $R_{c_{PALAMED 40}}=126 \text{ MPa}$ what stands for 154% of strength of the weakest of the studied cements - CEMEX RX revealing $R_{c_{CEMEX RX}}=82 \text{ MPa}$. PALAMED 40 compression strength considerably differs from the others. PALACOS R and CEMEX RX reveal similar compression strength with about 4% distinction. SIMPLEX P is a medium cement with $R_c \text{ SIMPLEX P}=86 \text{ MPa}$.

Determining of PMMA compression strength is only the introduction to learning the total strength of the chosen osseous cements. The performed investigations do not give the full image of behavior of the osseous cement in the clinical conditions and they alone can not be the determinant to classify the individual cements.

In order to understand completely the behavior of the cement in a working conditions further investigations such as: tensile tests, bending and shearing should be performed as well as determining of the ageing influence on strength properties and the particles migration into the organism. The results of microstructure investigations show the grains size as well as porosity of the polymerized cement. These parameters are of a great importance for filling completely the medulla cavity and for penetration of the acrylic cement deep into a structure of a trabecular bone.

It can be assumed that SIMPLEX as well as PALAMED 40 having the smallest basic weight should best penetrate the bone and thus the bone-cement-implant joint should be sta-

Piśmiennictwo

- [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 Wollera. *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, str. 156-160.

References

- [6] Salomon Z. Radomski R.: (1998) Kierunki rozwoju alloplastyki cementowej stawu biodrowego *Pamiętnik XXVII Zjazdu Naukowego PTOiTr Warszawa* 1988 str. 31-32.
- [7] Włodarski J., Analiza biologiczna i fizykochemiczna zmian zachodzących w obszarze styku „kość - cement - implant” w aseptycznym obłuzowaniu endoprotezy cementowej stawu biodrowego. *Rozprawa habilitacyjna. Przegląd wojskowo-medyczny*. 1999 str 101-113.
- [8] Włodarski J., Szyrowski J., Szarek A., Analiza odkształceń kości udowej z zainplanowaną endoprotezą bezcementową typu bicon-tact. *Acta Of Bioengineering And Biomechanics, BIOMECHANIKA* 2004 str. 575-562.