

POLIMETILMETAKRILAT (PMMA) KAO SREDSTVO ZA FIKSIRANJE U ORTOPEDSKOJ HIRURGIJI

Gordana Dejković, "DeyCo" - Beograd

Dragan Dejković, Centar za Multidisciplinarne studije Univerziteta u Beogradu
Bojan Radojević, Milosav Zlatić, Specijalna hirurško-ortopedska bolnica Banjica u Beogradu
Ratomir Agatonović, University of Waterloo, Ontario, Canada

Sadržaj - Dužina eksploatacionog veka i pouzdanosti endoprotetskih sistema u ortopedskoj hirurgiji u direktnoj su zavisnosti od načina i kvaliteta fiksiranja komponenti endoproteza u koštanoj tkivu. Fiksiranje ove vrste implantata u ortopedskoj hirurgiji, nije moguće uspešno obaviti primenom klasičnih metoda (pomoću zavrtinjeva, klinova, šipki i sl.).

Jedna od široko primenjenih metoda fiksiranja endoprotetskih sistema u koštanoj tkivu je upotreba koštanog cementa polymethylmethacrylata (PMMA), kod cementnih endoproteza. Procesom polimerizacije, koji se odvija pri implantaciji endoproteze, za relativno kratko vreme ostvaruje se kvalitetan i pouzdan spoj sa dobrom postojanošću tokom vremena.

Poznavanje postupka dobijanja PMMA, kao i njegovih osobina značajno je za razumevanje postupka fiksiranja implantata u koštanoj tkivu, transfera opterećenja sa koštanog tkiva na komponente endoprotetskih sistema i prenošenja deformacija koštanog tkiva kao anizotropnog materijala na izotropni implantat, uz značajnu razliku modula elastičnosti veznih materijala.

1. UVOD

Fiksiranje implantata u ortopedskoj hirurgiji predstavlja značajan problem, posebno kod implantata koji prenose velika opterećenja. Fiksiranje ploča, šina i sl. za kost često se obavlja vijcima specijalno projektovanim za tu namenu, ali fiksiranje komponenti endoprotetskih sistema-endoproteza nije moguće izvršiti na taj način.

Endoproteze u koštanoj tkivu se fiksiraju na dva moguća, konceptijski potpuno različita načina. Jedan je kod tzv. bescementnih endoproteza, gde se fiksiranje komponenti vrši urastanjem koštanog tkiva u specijalno za to urađene makro i mikro šupljine endoproteze.

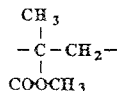
Drugi način fiksiranja komponenti endoproteze u koštanoj tkivu je primena koštanog cementa. Najčešće primenjavani biomaterijal u tu svrhu je polimetilmetakrilat (PMMA).

Oba konceptijska rešenja imaju dobre i loše osobine u pogledu dužine vremena potrebnog za postizanje potpune fiksacije, biološke inertnosti i potencijalne toksičnosti materijala ili vremenske postojanosti ostvarenog spoja i pouzdanosti fiksacije endoproteze^[1,2,3,4,5].

Ali to je predmet dugoročnog istraživanja i kliničkog ispitivanja, odnosno evaluacije određene koncepcije fiksiranja endoprotetskih sistema.

2. POLIMETILMETAKRILAT (PMMA)

Polimeri predstavljaju materije koje se sastoje od makromolekula čija relativna molekulska masa iznosi od nekoliko hiljada do nekoliko miliona. Makromolekul je molekul sa velikim brojem atoma organizovanih u karakteristične strukturne jedinice *monomere*, koji se u strukturi makromolekula ponavljaju određeni broj puta.



Polimetakrilati, kojima pripadaju polimetilmetakrilat, su ataktični i stereoregularni polimeri estera metakrilne kiseline. Polimetilmetakrilat predstavlja polimer sa karakterističnom metilnom grupom.

Izuzetna prozirnost i postojanost na delovanje atmosfere omogućile su široku primenu polimetilmetakrilata naročito u tehnici (organsko staklo). Pored ovih osobina polimetilmetakrilat odlikuje se malom težinom, dobrim mehaničkim karakteristikama, izuzetnom otpornošću na delovanje mikroorganizama i kiseonika, dobrom postojanošću u agresivnim sredinama i dugoročnošću.

3. DOBIJANJE POLIMETILMETAKRILATA

Polimetilmetakrilat (PMMA) spada u grupu polimetakrilata i dobija se polimerizacijom monomera kiselog metakrilmetilestrast. Postupak dobijanja PMMA prikazan je na Sl.1.

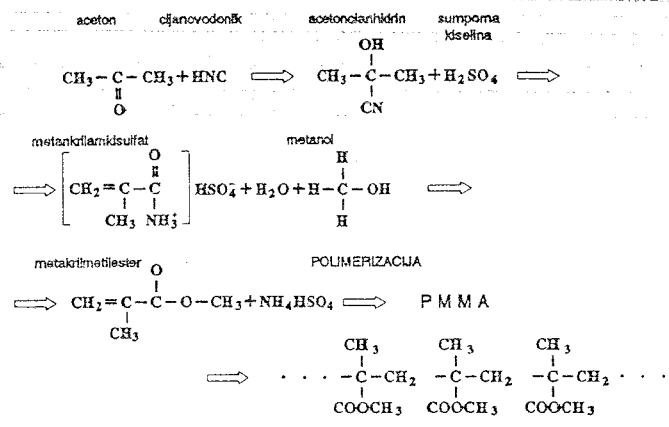
Esterifikacijom metakrilne kiseline nastaju monomeri koji radikalnom ili anjonskom polimerizacijom daju polimetakrilate. Radikalna polimerizacija inicira se svedom, toplotom, zračenjem, a najčešće hemijskim putem.

Metodom polimerizacije u masi proizvode se staklaste ploče i blokovi, emulzijskom kopolimerizacijom dobijaju se koloidne disperzije, lakovi i premazi, polimerizacijom u rastvoru dobijaju se lakovi i lepkovi. Suspenzijskom kopolimerizacijom metilmetakrilata s komonomerima (akrilati, stiren, vinil-esteri) dobija se materijal za protetiku u stomatologiji (veštački zubi, proteze, ...), a kopolimerizacijom uz dodatak redoks-komponentata dobija se koštani cement za fiksaciju implantata u koštanoj tkivu.

Polimetilmetakrilat kao koštani cement za fiksiranje endoproteza u ortopedskoj hirurgiji, šezdesetih godina.

uspešno je primenio Charnley^(6,7,8). Time je ovaj polimer zauzeo značajno mesto u fiksaciji endoprotezijskih sistema i izazvao razvoj čitave serije novih tipova cementnih

endoproteza (Müller, Buchholz, Weber, Moore, St. Georg, Judet, Weller, Lubinus, Mintzmeijer, Hawmedica, Zweymüller, Lord i mnogi drugi)⁽⁹⁾.

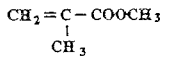


Sl.1. Postupak dobijanja PMMA

Pakovanje koštanog cementa za kliničku primenu sastoji se iz dve komponente:

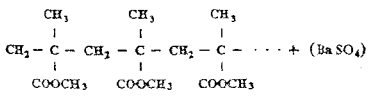
1. Ampule tečne komponente koštanog cementa
2. Pakovanja praškaste komponente koštanog cementa.

Tečna komponenta (monomer) u osnovi sadrži monometilmetakrilat



sa aditivima koji imaju funkciju stabilizatora i regulatora procesa polimerizacije.

Praškasta komponenta (polimer) u osnovi sadrži polimetilmetakrilat sa dodatkom barijum sulfata



Čuvanje komponenti koštanog cementa vrši se na suvom i tamnom mestu gde je temperatura ispod 25°C. Zbog izuzetne toplotne osetljivosti priprema koštanog cementa za primenu obavlja se isključivo na sobnoj temperaturi (21°-23°C).

Mešanje komponenti se obavlja u suvom, čistom i sterilnom sudu od stakla, keramike ili postojeane plastike. Najpre se čitava praškasta komponenta proseje u sud za mešanje, a zatim otvori ampula sa tečnom komponentom i njen sadržaj u potpunosti izruči. Mešanje pogodnom, sterilnom lopaticom se odvija 1-1,5 minut, dok masa postane polutečna i kompaktna. Koštani cement je spreman za upotrebu (aplikaciju) za oko 2-2,5 minuta od početka

procesu mešanja komponenti. Aplikacija koštanog cementa mora se završiti za 4 minuta od početka mešanja. Kasnije nastaje proces očvršćavanja pa je nanošenje cementa otežano, a rezultat fiksacije endoproteze unmanjen.

Potpuno očvršćavanje koštanog cementa se ostvaruje za 8-9 minuta od početka procesa mešanja.

Za primenu polimetilmetakrilata kao fiksatora endoprotezijskih sistema u ortopedskoj hirurgiji od izuzetnog značaja je brzina procesa polimerizacije, obzirom da se on odvija za vreme hirurškog zahvata, pri implantaciji endoproteze.

Brzina polimerizacije teorijski se određuje iz obrasca:

$$V_p = \frac{K_1 \frac{1}{2} \cdot K_p}{K_t \frac{1}{2}} \cdot M \cdot I \frac{1}{2} = K \cdot M \cdot I \frac{1}{2} \quad (1)$$

Gde je:

- K₁ - Faktor brzine reakcije iniciranja;
- K_p - Faktor brzine reakcije rasta polimera;
- K_t - Faktor brzine prekida rasta polimernog lanca;
- M - Koncentracija monomera
- I - Koncentracija inicijatora

Proces polimerizacije praćen je oslobađanjem toplote tako da se temperatura koštanog cementa tada povećava na 70-80°C.

4. OSOBINE PMMA

Polimetilmetakrilat je polimer amorfne strukture, relativno lagan i dugotrajan materijal, dobrih fizičko-mehaničkih svojstava. Male krstosti i velike površinske tvrdoće, dobre obradljivosti i izuzetne postojanosti na delovanje atmosferskih uticaja, mikroorganizama, svetlosti

i kiseonika. Na temperaturi preko 120°C postaje gūnast, a depolimerizira se u temperaturnom podruĉju 300-400°C. Rastvara se u monomeru, esterima, ketonima, halogeniranim i aromatskim ugljovodonicima, mravljoj i ledenoj siruĉetnoj kiselini. Postojan je u vodi, alifatskim

ugljovodonicima, alkoholima i eterima. Kristalni polimetilmetakrilat je veće gūstine i postojanosti na delovanje nekih reagensa.

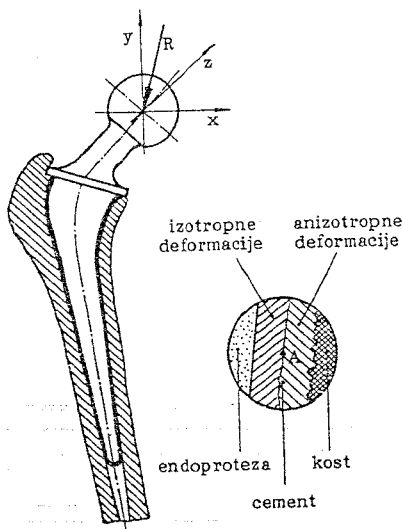
Fiziĉke i mehaniĉke osobine polimetilmetakrilata date su u Tabeli 1.

Gūstina	g/cm ³	1,17 - 1,20
Zatezna ĉvrstoća	N/mm ²	50 - 70
Izduženje pri kidanju	%	5
Pritisna ĉvrstoća	N/mm ²	80 - 125
Modul elastiĉnosti	N/mm ²	2600
Modul smicanja	N/mm ²	1700
Tvrdoća (Rockwell)		M 85 - 105
Indeks loma		1,491
Specifiĉni toplorni kapacitet	J/K-g	1,47
Toplota provodljivost	W/K cm	(16 - 24)·10 ⁻⁴
Temperatura upotrebe	°C	60 - 90
Temperatura omekšavanja	°C	102 - 115

Tabela 1. Osobine polimetilmetakrilata (PMMA)

5. OPTEREĆENJE PMMA

Ostvareti kvalitetnu vezu izmeĉu koštanog tkiva i implantata predstavlja izuzetno delikatan zadatak. S jedne strane imamo biološko tkivo sa veoma specifiĉnim mehaniĉkim osobinama, a sa druge implantat od metala. Kod ovih materijala, pored razliĉitog modula elastiĉnosti, proširanje deformacija se odvija veoma razliĉito. Koštano tkivo se deformiše anizotropno, dok je deformisanje metalnog implantata izotropno.



Slika 1. Zone deformisanja koštanog cementa

Koštani cement kao vezivni biomaterijal kojim se ostvaruje fiksiranje implantata u koštanom tkivu ima zadatak, da pored ostvarivanja kvalitetnog spoja sa dobrim fiziĉko-mehaniĉkom karakteristikama u dugom vremenskom periodu, ostvari "premošćavanje" velike razlike u veliĉini modula elastiĉnosti i naĉina deformisanja materijala pod dejstvom opterećenja.

Polimetilmetakrilat sa modulom elastiĉnosti $E = 2600 \text{ N/mm}^2$ i ostalim fiziĉko-mehaniĉkim osobinama obezbeĉuje uspešno prenošenje opterećenja sa komponenti endoprotetskog sistema na koštano tkivo. Najopterećenije podruĉje koštanog cementa (kritiĉna zona) nalazi se na sredini sloja koštanog cementa, izmeĉu koštanog tkiva i metalnog implantata (Taĉka A).

Opterećenja koja potiuu od teŹine tela, inercijalnih sila nastalih pri kretanju ĉoveka, mišićnih sila, ekscentriĉnog dejstva sile u zglobu i sile trenja u zglobu, stvaraju komponentne naponne na pritisak, zatezanje i smicanje, zavisno od poloŹaja kritiĉne zone. Koštani cement, pored prenosa ovih napona, mora da obezbedi i ravnomerno proširanje zona deformacija sa implantata na koštano tkivo i obrnuto.

6. ISPITIVANJE SPOJA ENDOPROTEZA-CEMENT-KOST

Pouzdanost fiksiranja endoproteze u koštanom tkivu i duŹina eksploatacije endoprotetskog sistema su od primarnog znaĉaja. To je u direktnoj zavisnosti od fiziĉko-mehaniĉkih osobina vezivnog sredstva - koštanog cementa i postojanosti tih karakteristika tokom vremenskog perioda.

Pored teorijskog odreĉivanja pouzdanosti endoprotetskog sistema (raĉunskim putem), da bi se kliniĉki primenio neki implantat-endoproteza, odnosno naĉin fiksiranja i sredstvo za fiksiranje implantata u koštanom tkivu, neophodno je eksperimentalno (laboratorijsko) utvrĉivanje pouzdanosti endoprotetskog sistema i spoja endoproteza-cement-kost⁽¹⁰⁾.

Eksperimentalno odreĉivanje pouzdanosti endopro-

etskog sistema obavlja se na specijalnim, za tu namenu konstruisanim uredajima, pulzatorima, koji simuliraju hod čoveka uz dinamičko opterećenje endoprotetskog sistema sa određenom frekvencijom promene opterećenja. Takva ispitivanja vršili su Rohlman primenom metode konačnih elemenata za trodimenzioni model, Crowninshield je koristio elektrootporne trake na femoralnom delu u koji je bila ugrađena Charnly-eva cementna endoproteza, Huijskes je napravio poseban model i korišćenjem metode konačnih elemenata obavio analizu naponskog stanja i deformacija na modelu, a i danas mnogobrojni ekspertni timovi rade na toj problematici i povećanju pouzdanosti fiksiranja komponenti endoprotetskog sistema u koštanoj tkivu^[11,12].

Tek posle višestruko potvrđenih pozitivnih rezultata u laboratorijskim uslovima pristupa se kliničkoj primeni određenog tipa endoproteze i načina fiksacije iste u koštanoj tkivu. Praćenje ponašanja implantirane endoproteze tokom procesa eksploatacije kroz planirane kontrolne preglede, predstavlja kliničko određivanje pouzdanosti endoprotetskog sistema^[9,13].

5. ZAKLJUČAK

Istraživanja u pogledu vrednovanja postupka fiksiranja komponenti endoprotetskog sistema u koštanoj tkivu svakako će dati rezultate i rešiti dilemu da li fiksaciju vršiti urastanjem koštanog tkiva, kod endoproteza bescementnog tipa, primenom polimetilmetakrilata ili nekog drugog materijala kao koštanog cementa kod endoproteza cementnog tipa, ili nekim novim, za sada nepoznatim postupkom.

Svakako pristalicama fiksiranja komponenti endoprotetskog sistema pomoću koštanog cementa preostaje da usmere istraživačke aktivnosti na povećanju postojanosti PMMA u pogledu fizičko-hemijskih osobina tokom dužeg vremenskog perioda, njegovog bolje sinteze sa biološkim tkivom, smanjenju štetnog dejstva procesa polimerizacije i smanjenju toksičnosti PMMA^[14,15].

7. LITERATURA

- [1] M.Jasty, J. Davies, D. Connor, D. Burke, T. Harrigan, W. Harris, "Porosity of Various Preparations of Acrylic Bone Cements", *Clin.Orthop.* 259:122-129, 1990;
- [2] A.Schmalholz, "Bone cement for redislocated Colles' fracture", *Acta Orthop. Scand.* 60(2):212-217, 1989;
- [3] A.Schurman, D.Bloch, M.Segal, C.Tanner, "Conventional Cemented Total Hip Arthroplasty", *Clin.Orthop.* 240:173-180, 1989;
- [4] S.Toksvig-Larsen, H. Franzen, L. Ryd, "Cement interface temperature in hip arthroplasty", *Acta Orthop. Scand.* 62(2):102-105, 1991;
- [5] M.Zlatić, "Totalne artroplastike kuka - dogadnja i smernjenja", *Acta Oorthopaedica Iugoslavica*, Vol.XXVI, Br.2., str.93-98, 1995;
- [6] J.Charnley, "A biomechanical analysis of the

use of cement to anchor the femoral head prosthesis", *J.Bone Jt.Surg.*, 47-B:354-361, 1963;

[7] J.Charnley, "The reaction of bone to self-curing acrylic cement: a long term histological study in man", *J.Bone Joint Surg.*, 52-B:340, 1970;

[8] J.Charnley, "Acrylic cement in orthopaedic surgery", Baltimore. The Williams and Wilkins Co., 1970,

[9] D.Dejković, B.Radojević, Z.Božović, Z.Stojiljković, P.Pejnović, R.Agatonović, "O endoprotezi zgloba kuka", *Acta Orthopaedica Iugoslavica*, Vol.XXV, Br.2, str. 65-72, Beograd, 1994;

[10] D.Dejković, Analiza pouzdanosti proteze veštačkog kuka, magistarska teza, Centar za multidisciplinarnu studije, Univerzitet u Beogradu, Beograd, 1992.;

[11] D.Dejković, Z.Stojiljković, R.Agatonović, B.Radojević, "Funkcija pouzdanosti endoprotetskih sistema", XXXVII ETAN, Zbornik radova, sveska XII, str. 31-36, Beograd, septembar 1993, ISBN 86-805-09-06-X;

[12] J.Hua, P.Walker, "Relative Motion of Hip Stems Under Load", *J.Bone and Joint Surg. (Am)*, 76-A: 95-103, January 1994;

[13] L.Neumann, K.Freund, K.Sorenson, "Long-term results of Charnley total hip replacement", *J.Bone and Joint Surg.(Br)*, 76-B: 245-251, March 1994;

[14] W.Harris, "Acrylic Bone Cement: Sins & Saviour", *Current Concepts in Joint Replacement*, Tenth Annual, December 15-17, Cleveland, Ohio, 1994, p.7;

[15] L. Linder, "Ultrastructure of the bone-cement and the bone-metal interface", *Clin.Orthop.* 276:147, 1992;

ABSTRACT

There are two possible ways of endoprosthesis fixation in orthopaedic surgery. The first way is fixation of noncemented endoprosthesis by ingrowing the bone tissue in micro and macro hollows of endoprosthesis. The second fixation way is in case of cement endoprosthesis where bone cement is applied. Polymethylmethacrylate (PMMA) is mostly used bone cement.

Successful endoprosthesis fixation and reliability of the implanted endoprosthesis systems really upon the analysis of manufacturing procedures, physical and mechanical characteristics, long-term endurance, resistance on aggressive materials, bonding quality of the endoprosthesis-cement-bone system and stress induced deformation.

POLYMETHYLMETHACRYLATE (PMMA) AS BONE CEMENT IN ORTHOPAEDIC SURGERY

Gordana Dejković, Dragan Dejković, Bojan Radojević, Milosav Zlatić, Ratimir Agatonović