

Umetni kolčni sklepi z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko

Total hip replacements with ceramic-on-ceramic bearings

Ingrid Milošev,^{1,2} Rihard Trebše,¹ Benjamin Marjanovič,¹ Simon Kovač¹

¹ Ortopedska bolnišnica
Valdoltra, Jadranska c.
31, 6280 Ankaran

² Institut »Jožef Stefan«,
Jamova c. 39, 1000
Ljubljana

Korespondenca/ Correspondence:

prof. dr. Ingrid Milošev,
Ortopedska bolnišnica
Valdoltra, Jadranska c. 31,
6280 Ankaran,
e-naslov: ingrid.milosev@
ob-valdoltra.si

Ključne besede:

totalni kolčni sklep,
ortopedija, keramika,
obrada, zlomi

Key words:

total hip replacement,
orthopaedics, ceramic,
wear, fracture

Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn Supl 2009;
78: II-43-51

Prispelo: 22. maj 2009,
Sprejeto: 5. nov. 2009

Izvelek

Uvod: Prva generacija umetnih kolčnih sklepov z obremenilnim kontaktnim sklopom keramika-na-keramiko se je začela uporabljati v Franciji že v 70. letih prejšnjega stoletja. Razvoj keramike je prešel v drugo generacijo v 80. letih, ko se je izboljšala kakovost keramike in oblikovanja samih komponent. Sodobna, tretja generacija obremenilnega sklopa keramika-na-keramiko je v uporabi od sredine 90. letih.

Značilnosti: Obraba protez *in vivo* z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko je zelo majhna (0,005 mm/leto ali < 1 mm³/leto). Keramični obrabni delci so pod pogoji normalne obrabe nanometerske velikosti, čeprav *in vivo* niso povsem neškodljivi, kot so predvidevali. Verjetnost, da bo prišlo do zloma keramičnih komponent, je majhna.

Klinični rezultati: Dolgoročni rezultati keramičnih komponent prve generacije kažejo, da je preživetje po 20 letih več kot 60-odstotno. Rezultati tretje generacije so trenutno v srednjeročni fazi. Pogostost osteoliz je sicer manjša kot pri protezah z obremenilnim sklopom kovina-na-polietilen, vendar se jim še vedno ni mogoče popolnoma izogniti.

Zaključki: Umetni kolčni sklepi z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko kažejo zelo majhno obrabo *in vivo*, pogostost osteolize je zmanjšana, izognemo se problemu biokompatibilnosti, kot to velja pri protezah z obremenilnim sklopom kovina-na-kovino. Možnost zloma keramične komponente je sicer majhna, če pa do zloma vendarle pride, gre za zelo resen zaplet.

Abstract

Introduction: The first generation of ceramic-on-ceramic bearings was introduced in France in 1970s. The quality of material as well as the design of ceramic components were improved in the second generation developed in 1980s. The contemporary, third generation of ceramic-on-ceramic bearings has been in use since mid 1990s.

Characteristics: In vivo wear of ceramic-on-ceramic bearings is very low, <1 mm³/year. Ceramic wear particles formed under conditions of normal wear are nanometer-sized. Despite a common belief, these particles are not completely biologically inert. The incidence of ceramic component fracture is low.

Clinical results: Long-term data for the first generation of ceramic-on-ceramic bearings show more than 60% survival at 20 years. Currently, mid-term results of the third generation are available. Although the incidence of osteolysis is significantly lower than for metal-on-polyethylene bearings, it is not possible to avoid it completely.

Conclusions: Total hip replacements with ceramic-on-ceramic bearings show very low wear, the incidence of osteolysis is low and there are no biocompatibility issues, as is the case with metal-on-metal bearings. The possibility of ceramic component fracture is small, however, when it happens it is always a serious complication.

Razvoj keramike v ortopedске namene

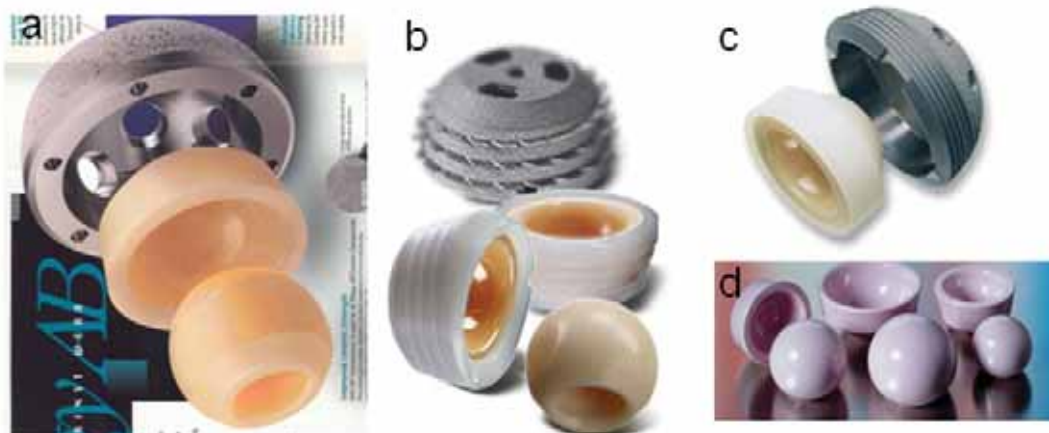
Že v 70. letih prejšnjega stoletja se je v Evropi začela proizvodnja keramičnih komponent za kolčno endoprotetiko. Keramika aluminijevega oksida, Al_2O_3 , je imela nizko gostoto in zelo grobo mikrostrukturo z velikostjo zrn nad $7\text{ }\mu\text{m}$.¹ Leta 1981 je bil vpeljan standard ISO (angl. International Standard Organization) 6474, ki je zahteval, da se velikost zrn zmanjša pod $4\text{ }\mu\text{m}$ in s tem poveča gostota keramike.² Obenem so se izboljšale tudi njene mehanske lastnosti. Da bi dosegli še bolj trdno in varno keramiko, primerno za obremenilno površino sklepa, so v podjetju CeramTec v zgodnjih 90. letih dodatno zmanjšali velikost zrn in raven nečistoč. Material, ki so ga imenovali BioloX® forte, vsebuje zrna z velikostjo pod $2\text{ }\mu\text{m}$ in gostoto $3,98\text{ g/cm}^3$. Te lastnosti so pridobili z uporabo novih tehnologij, kot so vroče izostatsko stiskanje (angl. hot isostatic pressing–HIP), lasersko graviranje (angl. laser engraving) ter z uporabo t. i. čistih sob (angl. clean room processing). Poleg BioloX® forte je bila razvita še keramika BioloX® delta, ki poleg 75 % Al_2O_3 vsebuje še 25 % ZrO_2 . Dodatek ZrO_2 izboljšuje mehanske lastnosti aluminijeve keramike, zlasti odpornost proti zlomom. Roza barva keramike BioloX® delta je posledica dodatka kromovega oksida, Cr_2O_3 , ki hkrati povečuje tudi trdoto materiala (Slika 1).

Razvoj obremenilnega sklopa keramika-na-keramiko

Boutin je leta 1969 razvil in uporabil keramične komponente v umetnem kolčnem sklepu.³ Komponente so bile izdelane v podjetju Ceraver-Osteal (Roissy, Francija). Njihova keramika, ki se uporablja še danes, je v tridesetih letih uporabe doživela veliko sprememb: izboljšala se je kakovost keramike, oblika acetabularnih in femoralnih komponent, način fiksiranja proteze, vrsta cementa itd. Do leta 1977 je bila stegnenična glavica fiksirana na stegnenični del z lepilom epoksi ali pa privita na stem. Zaradi metode fiksiranja je prišlo do popuščanja glavice kar v 5,9 % vseh protez. Poleg slabe fiksiranosti je tudi slaba kakovost keramike botrovala k velikemu številu zlomov. Istega leta se je začelo s cementiranjem acetabularne komponente iz enega kosa s koncentričnimi utori. Te ponvice smo prenehali uporabljati v sredini 80. let. Zaradi razlike v togosti med keramično ponvico in cementom so se pojavljala akutna omajanja. Leta 1986 se je pričela uporaba hibridnih protez s cementirano stegnenično komponento in brez cementno, navojno keramično ponvico. Uporabljali so jih do leta 1990.

Drugi tip vsadka, ki se je uporabljal med letoma 1970 in 1980, je bila Mittelmeierjeva proteza s keramično ponvico in keramično glavico velikosti med 32 in 38 mm, fiksirano na koničen kovinski vrat stegnenične komponente.⁴ Slednja je bila sprva iz titanove zlitine, kasneje pa zlitine kobalt–krom–molibden. Rezultati so si bili nasprotujoči, saj so

Slika 1: Primeri umetnih kolčnih sklepov z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko. Keramična stegnenična glavica je vstavljena v keramični vložek v notranjem delu medenične ponvice. a) www.zimmer.com, b) www.plusorthopedics.com, c) www.biomet.com. d) Keramika BioloX® delta je roza barve (www.ceramtec.com).



predvsem ameriški avtorji opisovali zgodnje omajanje ponvic, evropski pa dobre rezultate tudi pri mlajših bolnikih.⁵

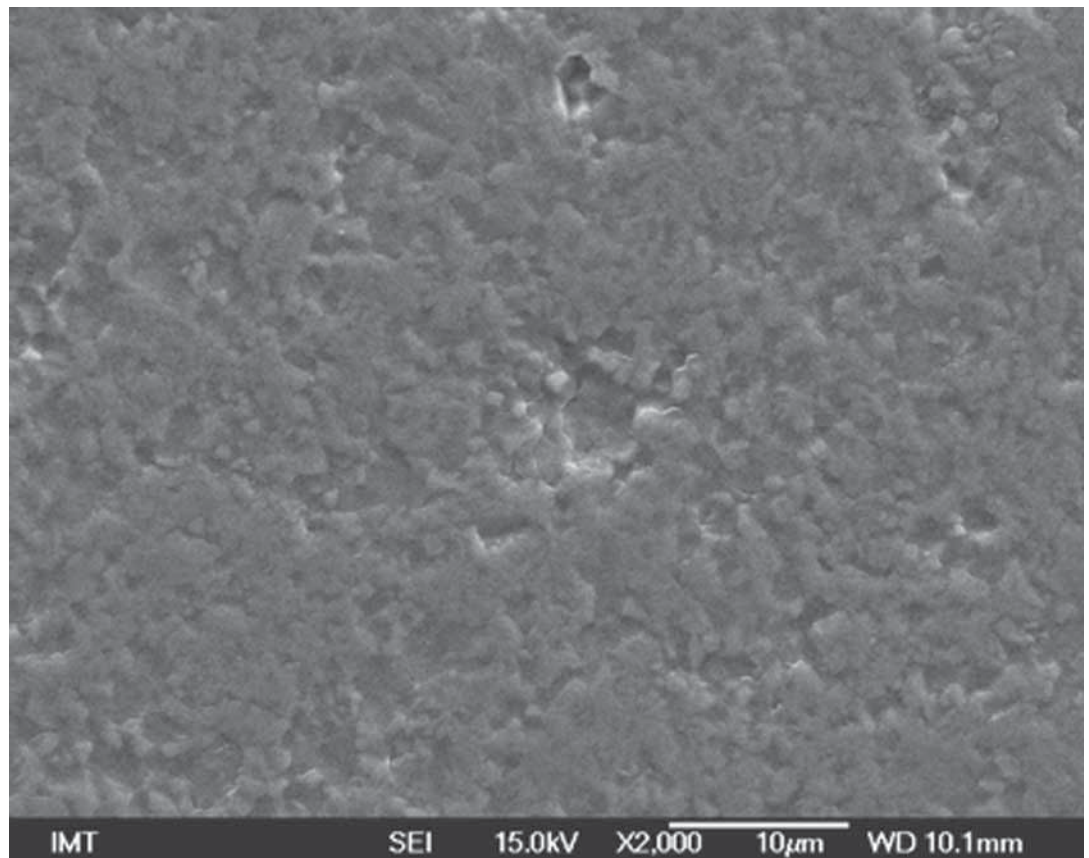
Od leta 1993 dalje se uporabljajo kovinske brezcementne ponvice, prekrte s titanom ali hidroksiapatitom, v katere se pričvrsti keramični vložek (Slika 1). Stegnenična komponenta je praviloma iz zlitine Ti-6Al-7Nb s koničnim vratom, na katerega se pritrdi keramična glavica. Brezcementno fiksiranje protez s sklopom keramika-na-keramiko je danes skoraj pravilo.

Obraba obremenilnega sklopa keramika-na-keramiko

Pri kolčnih protezah z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko znaša volumetrična obraba 0,04 mm³/milijon ciklov, kar je 500-krat manjša obraba kot pri protezah z obremenilnimi sklopi kovina-na-polietilen in 50-krat manjša v primerjavi s sklopi kovina-na-kovino in keramika-na-prekrižani polietilen.⁶ Po fazi »uteka« (angl. running-in) niso opazili bistvene razlike med različnimi obremenilnimi sklopi ke-

ramika-na-keramiko, t. j. BioloX® forte-na-BioloX® forte, BioloX® delta-na-BioloX® forte in BioloX® delta-na-BioloX® delta. Dobljene vrednosti volumetrične obrabe v razponu od 0,07 do 0,2 mm³/milijon ciklov, so še vedno veliko manjše v primerjavi z vrednostmi obrabe za obremenilne sklope s polietilenom (30–50 mm³/milijon ciklov).⁷

Po standardnem testu v kolčnem simulatorju, kjer je hitrost obrabe manj kot 0,1 mm³/milijon ciklov, je površina enakomerno obrabljena z značilnimi sledovi t. i. reliefnega poliranja (Slika 2).⁸ Meritve na odstranjenih protezah kažejo, da je stopnja obrabe *in vivo* večja, in sicer okrog 1,0 mm³/milijon ciklov, opazili so tudi dodatne poškodbe, ki jih *in vitro* niso. Gre za t. i. trakasto obrabo (angl. stripe wear) na stegnenični glavi in ponvici, ki jo opredelimo kot eliptično progo na površini, kjer je prišlo do povečanja hrapavosti, intergranularnih zlomov in tvorbe nanodelcev velikosti od 10 nm do 1 µm.^{5,9} Tovrstno obrabo so opazili na odstranjenih keramičnih komponentah Mittelmeier, Ceraver-Osteal in BioloX forte.^{5,9–11} Volumetrična ob-



Slika 2: Primer obrabljene površine na odstranjeni glavici umetnega kolčnega sklepa z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko. Posnetek je bil narejen z vrstičnim elektronskim mikroskopom (SEM), 2.000-kratna povečava.



Slika 3: Primer zlomljenega keramičnega vložka proteze z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko.

raba je bila v območju trakaste obrabe od 1 do 18 mm³/leto.

In vivo je bila torej izmerjena obraba višja kot obraba v kolčnem simulatorju pri standardnih pogojih. Razlog za to je sprememba režima mazivnosti sklepa. Ta se spremeni pri nekaterih gibih, kot je na primer vstajanje iz sedečega položaja, hoja po stopnicah itd. Del površine zato ni več dovolj zaščiten, torej je izpostavljen povečani obrabi, zato na tem mestu opazimo trak, kjer je hrapavost povečana. Ta proces, ki ga imenujemo mikroseparatoracija, se dogaja zlasti med nihajno fazo (angl. swing phase) hoje ali npr. ob vstajanju iz sedečega položaja, ko prihaja do razmika med glavico in ponvico in posledično do robne obremenitve ponvice v fleksiji kolčnega sklepa nad 90°. Vzrok mikroseparatoracije je najverjetneje ohlapnost nekaterih mehkih tkiv okrog sklepa.⁸

Pri simulaciji mikroseparatoracije se središče obremenitve premakne od 0,2 do 0,5 mm lateralno od vrha vložka proti robu, pri čemer se poveča koncentracija obremenitve na tem območju. Z vpeljavo simulacije mikroseparatoracije v kolčni simulator je možno replicirati različne ravni trakaste obrabe. Obraba lahko naraste od 0,05 mm³/milijon ciklov pod nor-

malnimi pogoji do 0,1 oziroma 1,3 mm³/milijon ciklov pri mikroseparatoraciji.⁸ Zvočni pojavi, kot je škripanje, se pojavijo pri nekaterih bolnikih s keramično kombinacijo obremenilnega sklepa, vendar so ti značilni samo za sklope nekaterih proizvajalcev. Incidenca teh pojavov je zelo nizka. Natančen vzrok še ni pojasnjen, najverjetneje gre za kombinacijo več dejavnikov: kirurška tehnika, izbira bolnika in oblike proteze, zlasti ob prisotnosti zvišanega roba ponvice.¹²

Osteoliza pri obremenilnih sklepih keramika-na-keramiko

Z uporabo obremenilnih sklopov keramika-na-keramiko naj bi se zmanjšala tvorba obrabnih delcev in posledično razvoj osteolize ter v končni fazi povečalo preživetje umetnih kolčnih sklepov. Celo pri nepravilni obremenitvi ponvice, npr. obremenitvi roba ponvice, je volumetrična obraba sklepa keramika-na-keramiko manjša v primerjavi z drugimi kombinacijami. Volumen nastalih obrabnih delcev je tako majhen, da pričakujemo, da se osteoliza ne bo pojavila.¹¹ Največja opažena volumetrična letna obraba je bila 3,5 mm³/leto, kar je še vedno daleč pod pragom vrednosti 38 mm³/leto, nad katero pričakujemo razvoj osteolize.^{13,14} Čeprav je zaenkrat podatkov o osteolizi pri sklopih keramika-na-keramiko sorazmerno malo, so opazili dva primera osteolize pri tretji generaciji protez keramika-na-keramiko.¹³ Osteoliza je bila dokazana tudi v seriji 103 Mittelmeierjevih protez.¹⁴

Obrabni delci pri pri obremenilnem sklop keramika-na-keramiko

Lerouge s sod. je analiziral obrabne delce, izolirane iz obproteznega tkiva cementiranih proteze keramika-na-keramiko Cera-ver Osteal in ugotovil, da večina delcev izvira iz kostnega cementa, le 12 % vseh obrabnih delcev pa je keramičnih.¹⁵ Velikost keramičnih delcev je bila $0,44 \pm 0,25 \mu\text{m}$. Cementirane keramične ponvice iz te serije so se torej verjetno omajale zaradi drobitve cementa med kostjo in keramiko in ne zaradi tvorbe

obrabnih keramičnih delcev.¹⁵ Stabilna proteza keramika-na-keramiko proizvede veliko manj obrabnih delcev kot omajana proteza, pri kateri vedno prihaja do tvorbe delcev.¹⁶ Obrabni keramični delci so ostri, po obliki poligonalni, rumenorjave barve in velikosti do 5 μm .¹⁴

Po uvedbi mikroseparacijske faze v test s kolčnim simulatorjem so lahko simulirali realne pogoje in tvorbo klinično relevantne hitrosti obrabe, oblike in velikost obrabnih delcev.¹⁷ Mikroskopske analize so potrdile tvorbo dveh vrst delcev: zelo majhnih keramičnih delcev, velikosti med 5 in 90 nm, in večjih delcev, velikosti med 50 nm in 3,2 μm . To je prvi dokaz tvorbe nanometrskih keramičnih delcev v obprotetičnem tkivu. Različne velikosti delcev so posledica dveh mehanizmov obrabe: pri normalnih artikulacijskih pogojih se tvorijo manjši delci, medtem ko pri mikroseparacijskih pogojih nastanejo večji delci.¹⁸

Biološki odgovor na obrabne keramične delce

V primerjavi s kovinskimi delci in polietilenskimi obrabnimi delci so keramični delci bolj biokompatibilni. Manj je sprememb v obproteznem tkivu, sinovialna plast je tanjša in manj je nekroze.¹⁶ Tako keramični kot polietilenski delci so povzročili makrofagno apoptotično celično smrt *in vitro*. Keramični delci enake velikosti kot polietilenski so bili lažje fagocitirani pri enaki koncentraciji.¹⁹ Pri enaki prostornini so keramični delci manj toksični kot kovinski delci Co-Cr.²⁰

Hatton s sod. je meril koncentracijo citokina TNF- α , ki se razvija v prisotnosti keramičnih delcev v kulturi monocitov človeške periferne krvi (PBMNC).¹⁸ Pri keramičnih delcih, pridobljenih na kolčnem simulatorju, je koncentracija, potrebna za aktiviranje PBMNC, večja od tiste za komercialne delce prahu keramike. To se lahko pripiše dejstvu, da keramični delci, nastali v kolčnem simulatorju, vsebujejo manjše število delcev velikosti med 0,1 in 1 μm , ki so odločilni za aktiviranje makrofagov. Keramični obrabni delci naj bi bili torej zmožni sprožiti tvorbo osteolitičnih citokinov, vendar je za to potrebna zelo visoka koncentracija. Upošteva

nizko stopnjo obrabe tovrstnih obremenilnih sklopov *in vivo* lahko zaključimo, da je verjetnost, da se bo osteoliza pojavila, manjša.²¹

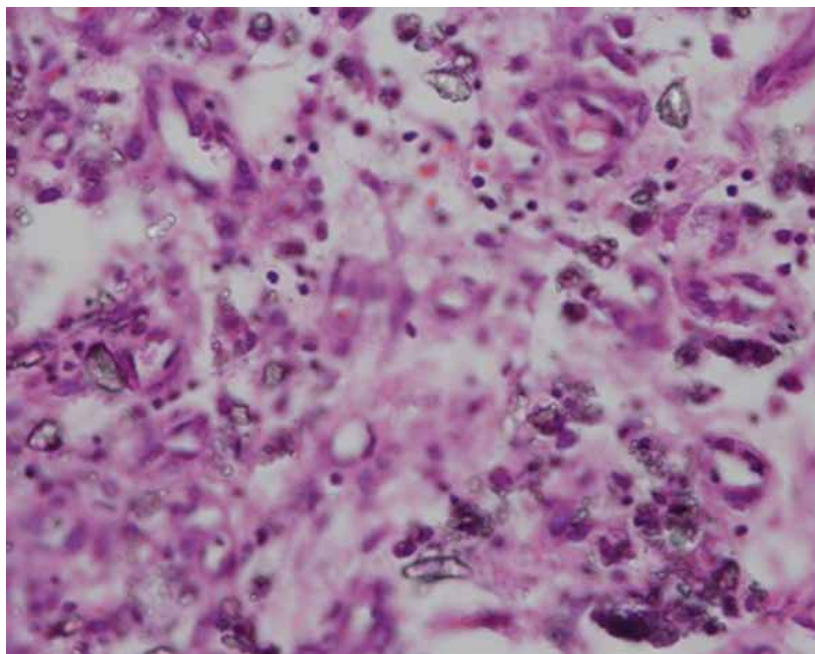
Kljub temu so v nekaterih histoloških študijah necementiranih Mittelmeierjevih protez zaznali prisotnost nevtrofilnih in limfocitnih celic.^{9,22} Pri protezah z obremenilnimi sklopi kovina-na-polietilen je bilo teh celic bistveno manj.

Pri revizijah sodobnih protez z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko so tudi opazili prisotnost fibrovaskularnega tkiva, posajenega z granulacijami z vnetnim infiltratom iz limfocitov, histocitov ter nevtrofilcev.¹³ Pri 103 revidiranih Mittelmeierjevih protezah so v obproteznih membranah iz fibroznega tkiva z makrofagi opazili veliko število keramičnih obrabnih delcev.¹⁴ Osteoliza je bila prisotna pri 23 protezah. Iz teh rezultatov lahko razberemo, da so tudi obrabni keramični delci sposobni spodbuditi vnetni odgovor tkiva in posledično obprotetično osteolizo.

Klinični učinek in preživetje protez z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko

Preživetje cementiranih protez z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko (Ceraver Osteal, Roissy, Francija) se giblje od 88 % po 8 letih²³ do 62,8 % po 20 letih.²⁴ Vse te proteze so bile vstavljene med letoma 1977 in 1993, večinoma pri mlajših bolnikih, kar potrjuje, da je kolčna proteza z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko dobra izbira za tako populacijo. Po 18 letih je bilo preživetje necementiranih ponvic večje (85,6 %) kot cementiranih (61,2 %).²⁵ Najnovejši rezultati za sodobno keramiko Ceraver se nanašajo na komponente, vstavljene med letoma 1999 in 2003.²⁶ Upošteva se zamenjavo katere koli komponente zaradi katerega koli vzroka je bilo po 100 mesecih preživetje proteze 97 %. Če upoštevamo radiološko omajanje, je bilo preživetje ponvice 95,5 %.²⁶

V 80. letih se je zaradi sporadičnih neuspehov keramičnih stegnjenicnih glavica upočasnilo njihovo uvajanje v uporabo v ZDA. V 90. letih je z izboljšavo kakovosti in oblikovanja protez keramika-na-keramiko ter dobrih



Slika 4: Histološka slika tkiva ob protezi z obremenilnim sklopom keramika-na-keramiko po zlomu keramičnega vložka kaže številne keramične delce.

kliničnih rezultatov, ki so jih dosegale v študijah v evropskih bolnišnicah, narasla njihova uporaba tudi v ZDA. Do leta 1994 je podjetje CeramTec AG oskrbovalo s keramičnimi stegneničnimi glavicami Biolo^x[®]*forte* velikosti 28 mm ter acetabularnimi vložki več proizvajalcev protez, med katerimi so Aesculap, Zimmer, DePuy, Wright Medical Technology in Stryker.²⁷ V teku je kar nekaj kliničnih študij o protezah keramika-na-keramiko.²⁸⁻³¹ Trenutno so znani srednjeročni rezultati. Po petih letih so hemisferične titanove ponvice s keramičnimi vložki (Plasmacup SC, Aesculap AG) in keramičnimi glavicami v dveh študijah na mladih bolnikih pokazale v vseh primerih kostno vraščanje brez osteolize ali revizije.^{32,33}

Leta 1998 je Encore Medical začel prospektivno multicentrično študijo, ki je vključevala 17 centrov, da bi primerjala klinično obnašanje 250 protez keramika-na-keramiko in 250 protez keramika-na-polietilen. Po dveh letih niso opazili nobenega zapleta, povezanega s keramiko, in nobene osteolize v obeh skupinah.³⁴ Multicentrična študija, opravljena med letoma 1997 in 1998 na ponvici Transcend (Wright Medical Technology) v seriji 194 bolnikov, je pokazala 96-odstotno preživetje po 9 letih zaradi aseptične revizije kakršne koli komponente.^{28,29} Prospektivna randomizirana študija na 514 bolnikih z obremenilnima sklopoma keramika-na-ke-

ramiko in kovina-na-polietilen je pokazala, da je bila v prvih šestih letih stopnja revizij v skupini s protezami kovina-na-polietilen večja v primerjavi s protezami keramika-na-keramiko.³⁰

Zlomi keramičnih komponent

Pri keramičnih komponentah v kolčni protetiki so se od samega začetka zavedali možnosti zloma keramike. Pogostost zlomov keramike se je manjšala vzporedno z izboljšanjem kakovosti in oblikovanja komponent. Dejansko število je verjetno še večje, saj lahko domnevamo, da veliko primerov zloma niso uradno objavili.

Pogostost zlomov glavice pri protezah keramika-na-polietilen se giblje med 0,07 %³⁵ in 2,2 %.³⁶ Vzroki zloma so bili: slaba kakovost ali oblikovanje keramičnih glav in razlike med kotom glavica-vrat-stem.³⁷ Pogostost zloma je veliko večja pri protezah keramika-na-keramiko. Med letoma 1976 in 1979 je bila pogostost zlomov Rosenthalovih protez kar 13,4 %. Visoko pogostost so pripisovali slabi kakovosti keramike z velikostjo delcev med 7 in 10 µm.³⁸ Z izboljšanjem kakovosti keramike in s sprejetjem standarda ISO 6474 leta 1981 se je število zlomov zmanjšalo. K temu so prispevali boljša kakovost keramike, manjša poroznost, manj primesi, večja kongruenca med vložkom in glavico, izboljšano oblikovanje glavice in večja pazljivost kirurgov pri rokovanju s keramiko, predvsem preprečevanje, da material pride med vrat proteze in glavico, zaščita konusa in primernejša sterilizacija. Pri prvi generaciji keramike je bila incidenca zlomov 0,026 %, pri drugi generaciji 0,014 % in pri tretji generaciji protez, vstavljenih po letu 1994, le 0,004 %.¹

Med letoma 2000 in 2005 je podjetje CeramTec izvozilo v ZDA več kot dva milijona keramičnih komponent s keramiko Biolo^x[®]*forte*. V 314 primerih (0,016 %) je prišlo do zloma komponent.³⁹ V drugi študiji so zabeležili nekoliko večjo incidenco zlomov (0,22 %).⁴⁰ Od leta 2006 so bile objavljene štiri študije, vse iz Azijskih držav, ki so opozorile na naraščanje števila zlomov keramičnih komponent: 1,4 %⁴¹, 1,7 %⁴², 3,5 %⁴³ in 6,1 %⁴⁴. Vzrok zlomov so bili prevelika obremenitev roba keramičnega vložka, katerega

debelina je bila le 4 mm, zatikanje zaradi čezmerne čepenja ali sedenja s prekrizanimi nogami, kar je pogosto pri azijski populaciji. Ta način sedenja ali čepenje poveča možnost zatikanja.⁴³ V primerjavi z zlomom glave je zlom keramičnega vložka redkejši pojav. V naši klinični praksi smo tudi opazili primere zlomov keramičnih komponent, o katerih smo nedavno tudi poročali na svetovni konferenci (Sliki 3 in 4).⁴⁵ Ugotovili smo, da so vzroki zloma keramične komponente poleg travme lahko tudi drugi dejavniki, kot so nepravilna obremenitev ponvice, nepravilen stik med glavo in vratom, oblikovanje komponente itn.

Po zlomu keramične komponente je kirurg pred dilemo, s katero vrsto kontaktnega sklopa jo bo zamenjal. Obstaja nekaj možnosti, kot so zamenjava stegnene komponente in glave, vstavev nove keramične glave na obstoječo stegneno komponento ali vstavev kovinske glave in polietilenske ponvice brez zamenjave stegnene komponente.⁴⁶ Vstavev nove keramične glave na poškodovani vrat kovinske stegnene komponente ni priporočljiva, saj se lahko ponovno zlomi glava. Temu problemu se lahko izognemo z zamenjavo stegnene komponente, kar pa lahko pomeni zamenjavo sicer stabilne komponente in ima seveda svoje pomanjkljivosti. Zato so danes na voljo keramične glave s kovinsko zaščitenim konusom BioloX[®]Option, s katerim se izognemo reviziji stegnene dela.

Zaključek

Umetni kolčni sklepi z obremenilnom sklopom keramika-na-keramiko kažejo zelo majhno obrabo *in vivo*, pogostost osteolize je manjša, izognemo se problemu biokompatibilnosti, kot velja za proteze z obremenilnim sklopom kovina-na-kovino. Možnost zloma keramične komponente je sicer majhna, če pa se zgodi, gre za zelo resen zaplet.

Literatura

1. Willmann G. Ceramic femoral head retrieval data. Clin Orthop Rel Res 2000; 379: 22-8.
2. International Standard ISO 6474 standard, second edition 1994-02-01, Implants for surge-

ry – Ceramic materials based on high purity alumina.

3. Boutin P, Christel P, Dorlot J-M, Meunier A, de Roquancourt A, Blanquaert D, Herman S, Sedel L, Witvoet J. The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. J Biomed Mater Res 1998; 22: 1203-32.
4. Mittelmeier H, Heisel J. Sixteen's year experience with ceramic hip prostheses. Clin Orthop Rel Res 1992; 282: 64-72.
5. Nevelos JE, Ingham E, Doyle C, Fisher J, Nevelos AB. Analysis of retrieved alumina ceramic components from Mittelmeier total hip prostheses. Biomaterials 1999; 20: 1833-40.
6. Essner A, Sutton K, Wang A. Hip simulator wear comparison of metal-on-metal, ceramic-on-ceramic and cross-linked UHMWPE bearings. Wear 2005; 259: 992-5.
7. Rieker CB, Konrad R, Schön R. Wear behaviour of new generation ceramic-on-ceramic bearings for total hip joint prostheses. 17th European Society for Biomaterials, Barcelona, Spain, T193; 2002.
8. Stewart T, Tipper J, Streicher R, Ingham E, Fisher J. Long-term wear of HIPed alumina on alumina bearings for THR under microseparation conditions. J Mater Sci Mater Med 2001; 12: 1053-6.
9. Shishido T, Yamamoto K, Tanaka S, Masaoka T, Clarke IC, Williams P. A study for a retrieved implant of ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2006; 21: 294-8.
10. Shishido T, Clarke IC, Williams P, Boehler M, Asano T, Shoji H, et al. Clinical and simulator wear study of alumina THR to 17 years and beyond. J Biomed Mater Res 2003; 67B: 638-47.
11. Walter WL, Insley GM, Walter WK, Tuke MA. Edge loading in third generation alumina ceramic-on-ceramic bearings. J Arthroplasty 2004; 19: 402-13.
12. Yang CC, Kim RH, Dennis DA. The squeaking hip: a cause for concern-disagrees. Orthopedics 2007; 30: 738-43.
13. Murali R, Bonar SF, Kirsh G, Walter WK, Walter WL. Osteolysis in third-generation alumina ceramic-on-ceramic hip bearings with severe impingement and titanium metallosis. J Arthroplasty 2008; 23: 1240.e13-1240.e18.
14. Yoon TR, Rowe SM, Jung ST, Seon KJ, Maloney WJ. Osteolysis in association with a total hip arthroplasty with ceramic bearing surfaces. J Bone Joint Surg 1998; 80-A: 1459-67.
15. Lerouge S, Huk O, Yahia LH, Witvoet J, Sedel L. Ceramic-ceramic and metal-polyethylene total hip replacements. J Bone Joint Surg 1997; 79-B: 135-9.
16. Henssge EJ, Bos I, Willmann G. Al₂O₃ against Al₂O₃ combination in hip endoprostheses. Histologic investigations with semiquantitati-

- ve grading of revision and autopsy cases and abrasion measures. *J Mater Sci Mater Med* 1994; 5: 657-61.
17. Tipper J, Hatton A, Nevelos JE, Ingham E, Doyle C, Streicher R, et al. Alumina-alumina artificial hip joints. Part II: Characterisation of the wear debris from *in vitro* hip joint simulations. *Biomaterials* 2002; 23: 3441-8.
18. Hatton A, Nevelos JE, Nevelos AA, Banks RE, Fisher J, Ingham E. Alumina-alumina artificial hip joints. Part I: A histological analysis and characterisation of wear debris by laser capture microdissection of tissue retrieved at revision. *Biomaterials* 2002; 23: 3429-40.
19. Catelas I, Petit A, Marchand R, Zukor DJ, Yahia LH, Huk OL. Cytotoxicity and macrophage cytokine release induced by ceramic and polyethylene particles *in vitro*. *J Bone Joint Surg* 1999; 81-B: 516-21.
20. Germain MA, Hatton A, Williams S, Matthews JB, Stone MH, Fisher J. Comparison of the cytotoxicity of clinically relevant cobalt-chromium and alumina ceramic wear particles *in vitro*. *Biomaterials* 2003; 24: 469-79.
21. Hatton A, Nevelos JE, Matthews JB, Fisher J, Ingham E. Effects of clinically relevant alumina ceramic wear particles on TNF- α production by human peripheral blood mononuclear phagocytes. *Biomaterials* 2003; 24: 1193-204.
22. Tipper J, Hatton A, Nevelos JE, Ingham E, Doyle C, Streicher R, Nevelos AB, Fisher J. Alumina-alumina artificial hip joints. Part II: Characterisation of the wear debris from *in vitro* hip joint simulations. *Biomaterials* 2002; 23: 3441-8.
23. Boutin P, Christel P, Dorlot J-M, Meunier A, de Roquancourt A, Blanquaert D, et al. The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *J Biomed Mater Res* 1998; 22: 1203-32.
24. Rousseau M-A, Le Mouel S, Goutallier D, Van Driessche S. Long-term results of alumina-on-alumina total hip arthroplasty. *Rev chir orthop* 2004; 90: 741-8.
25. Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolland ME, Sedel L. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: A minimum 18.5-year follow-up study. *J Bone Joint Surg* 2002; 84-A: 69-77.
26. Garcia-Cimbrelo E, Garcia-Rey E, Murcia-Mazón A, Martí E. Alumina-on-alumina in THA. A multicenter prospective study. *Clin Orthop Rel Res* 2008; 466: 309-16.
27. Koo K-H, Ha Y-C, Jung WH, Kim S-R, Yoo JJ, Kim HJ. Isolated fracture of the ceramic head after third-generation alumina-on-alumina total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2008; 90-A: 329-36.
28. Garino JP. Modern ceramic-on-ceramic total hip systems in the United States. *Clin Orthop Rel Res* 2002; 379: 41-7.
29. Murphy SB, Ecker TM, Tannast M. Two- to 9-year clinical results of alumina ceramic-on-ceramic THA. *Clin Orthop Rel Res* 2006; 453: 97-102.
30. D'Antonio J, Capello WN, Manley MT. Why I choose this technology for my practice and patients: Alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 304.
31. Lusty PJ, Tai CC, Sew-Hoy RP, Walter WL, Walter WK, Zicat BA. Third-generation alumina-on-alumina ceramic bearings in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2007; 89-A: 2676-83.
32. Yoo JJ, Kim Y-M, Yoon KS, Koo K-H, Song WS, Kim HJ. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A five-year minimum follow-up study. *J Bone Joint Surg* 2005; 87-A: 530-5.
33. Ha Y-C, Koo K-H, Jeong S-T, Yoo JJ, Kim Y-M, Kim HJ. Cementless alumina-on-alumina total hip arthroplasty in patients younger than 50 years. A 5-year minimum follow-up study. *J Arthroplasty* 2007; 22: 184-8.
34. Sonny Bal B, Aleto TJ, Garino JP, Toni A, Hendricks KJ. Ceramic-on-ceramic versus ceramic-on-polyethylene bearings in total hip arthroplasty: Results of a multicenter prospective randomized study and update of modern ceramic total hip trials in the United States. *Hip International* 2005; 15: 129-35.
35. Fritsch EW, Gleitz M. Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 1996; 328: 129-36.
36. Callaway GH, Flynn W, Ranawat CS, Sculco TP. Fracture of the femoral head after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995; 10: 855-9.
37. Piconi C, Labanti M, Magnani G, Caporale M, Maccauro G, Magliocchetti G. Analysis of a failed alumina THR ball head. *Biomaterials* 1999; 20: 1637-46.
38. Knahr K, Böhler M, Frank P, Plenck H, Salzer M. Survival analysis of an uncemented ceramic component in total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 1987; 106: 297-300.
39. Mehmood S, Jinnah RH, Pandit H. Review on ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Surg Orthop Adv* 2008; 17: 45-50.
40. Heck DA, Partridge CM, Reuben JD, Lanzer WL, Lewis CG, Keating EM. Prosthetic component failures in hip arthroplasty surgery. *J Arthroplasty* 1995; 10: 575-80.
41. Koo K-H, Ha Y-C, Jung WH, Kim S-R, Yoo JJ, Kim HJ. Isolated fracture of the ceramic head after third-generation alumina-on-alumina total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2008; 90-A: 329-36.
42. Park Y-S, Hwang S-K, Choy W-S, Kim Y-S, Moon Y-W, Lim S-J. Ceramic failure after total hip arthroplasty with an alumina-on-alumina bearing. *J Bone Joint Surg* 2006; 88-A: 780-87.

43. Ha Y-C, Kim S-Y, Kim HJ, Yoo JJ, Koo K-H. Ceramic liner fracture after cementless alumina-on-alumina total hip arthroplasty. Clin Orthop Rel Res 2007; 458: 106-110.
44. Hasegawa M, Sudo A, Hirata H, Uchida A. Ceramic acetabular liner fracture in total hip arthroplasty with a ceramic sandwich cup. J Arthroplasty 2003;18: 658-61.
45. Milošev I, Trebše R, Cör A, Kovač S, Morrell R, Pišot V. Fracture of ceramic components as a serious failure after total hip replacement with ceramic-on-ceramic bearings. 55. konferenca Orthopaedic Research Society; 2009 Feb 22-25; Las Vegas, ZDA št. prispevka 164.
46. Allain J, Roudot-Thoraval F, Delecrin J, Anract P, Migaud H, Goutallier D. Revision total hip arthroplasty performed after fracture of a ceramic femoral head. J Bone Joint Surg 2003; 85-A: 825-83.

ZDRAVILIŠČE LAŠKO

Prijazno in varno okolje za vse, ki si želite zdravlja in dobrega počutja.

Nadaljujemo 155 let zdravljenja in rehabilitacije gibal s pomočjo zdravilnega termalnega vrelna in sodobnih postopkov fizikalne terapije.

Naravni zdravilni dejavnik, termalna voda, s temperaturo 32 do 34°C, s svojo blagodejno toploto blaži bolečino in omogoča lažje gibanje.



ZDRAVIMO:

- Stanja po poškodbah in operacijah gibalnega sistema s funkcionalnimi izpadi.
- Degenerativni sklepi in izvensklepni revmatizem, še posebej obolenja hrbtenice.
- Mišična in nevrološka obolenja ter stanja po možganski kapi.
- Motnje prekrvavitve perifernega ožilja.
- Ginekološke bolezni – stanja po operativnih posegih na dojkah in v mali medenici.
- Dermatološka obolenja.

PROGRAMI:

- Zdraviliško zdravljenje
- Obnovitvena rehabilitacija
- Program zdravja (sprostitve, šola proti bolečini v križu)

Hotel je prilagojen gibalno oviranim gostom, del hotela je namenjen tistim, ki potrebujejo zdravstveno nego in pomoč pri dnevnih aktivnostih.

SPECIALISTIČNE AMBULANTE IN POSVETOVALNICE:

- | | |
|-----------------|----------------------|
| • fizioterična | • revmatološka |
| • nevrokirurška | • za žilno kirurgijo |
| • ortopedska | • dermatološka |
| • kardiološka | • alergološka |
| • nevrološka | • osteopatska |

V Zdravilišču Laško izpolnjujemo pričakovanja gostov, ki si želijo obnoviti življenjske moči in življenju podariti zdravje, lepoto in osebno zadovoljstvo.



ZDRAVILIŠČE LAŠKO
TERME | CENTER MEDICINE | WELLNESS | HOTEL

MODRA ŠTEVILKA
080 81 19



THERMANA Laško
Družba dobrega počutja

Thermana d.d., Zdravilišča c. 6, 3270 Laško
T: 03 734 5700, info@thermana.si, www.thermana.si