

Accoppiamenti ceramica-ceramica, ovvero l'allumina in clinica ortopedica

Ceramic-on-ceramic bearings: alumina in orthopaedic surgery

PICONI C., MACCAURO G.

Università Cattolica del S. Cuore, Istituto di Clinica Ortopedica, Roma

Riassunto

Gli Autori dall'analisi della letteratura riportano i principali risultati relativi all'allumina impiegata da circa 35 anni come biomateriale ceramico nella pratica clinica e descrivono i miglioramenti apportati al materiale nel tempo. In particolare viene fatto cenno all'influenza delle proprietà microstrutturali sulle proprietà meccaniche del materiale e alla specificità dell'impiego del-

l'allumina. Inoltre sono trattate le principali proprietà che definiscono la biocompatibilità di questo materiale unitamente ai principali risultati delle prove in vivo ed in vitro. e le principali motivazioni all'impiego clinico degli accoppiamenti allumina-allumina nelle artroprotesi.

Parole chiave: Allumina - Artroprotesi - Biocompatibilità - Proprietà meccaniche - Usura.

Summary

On the basis of the analysis of the literature the Authors summarize the results achieved in clinical use of alumina as a ceramic biomaterial for almost 35 years, as well as the improvements introduced in the material in this lapse of time. The paper discuss the influence of the microstructural behaviour on the mechanical proper-

ties, and on the applications of alumina, and reviews the properties that determine the biocompatibility of the material, the results of in-vitro and in-vivo tests, and the rationale for the clinical use of alumina ceramics in arthroprostheses.

Keywords: Alumina - Arthroprosthesis - Biocompatibility - Mechanical properties - Wear.

Introduzione

Tra i diversi fattori che possono limitare limitano la durata dell'impianto di una artroprotesi il principale è la mobilizzazione asettica che interessa circa il 10% delle protesi di anca (1). Le principali cause della mobilizzazione asettica sono l'alterazione della distribuzione fisiologica dei carichi nel tessuto osseo, a sua volta strettamente dipendente dal disegno

dei componenti della protesi, sia i fenomeni di osteolisi perimplantare indotti dalla cascata di eventi che costituiscono la reazione dell'organismo ospite al rilascio di importanti quantitativi di detriti di usura del giunto protesico. Quest'ultimo fattore è considerato preponderante, tanto che si è parlato di una vera e propria "malattia da detriti" in particolare in relazione al ruolo dei detriti di polietilene nell'eziologia della osteolisi (2-8).

Sebbene l'accoppiamento metallo/polietilene sia il più largamente diffuso nelle artroprotesi e tutt'ora suscettibile di sviluppi grazie alla recente introduzione di trattamenti di crosslinking mirati a migliorarne le proprietà tribologiche, una consistente attività di ricerca è stata rivolta allo sviluppo di materiali che consentissero l'eliminazione del polietilene dai giunti delle artroprotesi. I principali risultati sono stati ottenuti con l'impiego di testine ceramiche o accoppiate a cotili in polietilene o direttamente a cotili in ceramica, oppure impiegando articolazioni metallo-metallo. Poiché l'usura dipende essenzialmente dal grado di attività fisica svolta dal paziente portatore di artroprotesi, J. Black (9) ha

dimostrato in uno studio comparativo che mentre nei pazienti meno attivi ed in quelli in età avanzata gli accoppiamenti metallo-polietilene e ceramica-polietilene danno risultati pienamente soddisfacenti, nei pazienti più giovani ed attivi la scelta si dovrebbe indirizzare verso gli accoppiamenti metallo-metallo o ceramica-ceramica. Lo studio di Black citato indica su basi statistiche come l'accoppiamento metallo-metallo sia indicato nel 5% di questi pazienti e quello ceramica-ceramica nel 20%. Infatti, non solo si osserva l'assenza di reazioni infiammatorie nei tessuti periarticolari in presenza di detriti ceramici, (10) ma anche l'assenza reazioni sistemiche a carico degli organi periferici. L'assenza di rila-

TABELLA 1
Cronologia delle applicazioni dell'allumina in chirurgia ortopedica

Autore	Anno	Descrizione
Rock M	1932	Primo brevetto dell'allumina come biomateriale
Sandhaus S	1964	Primo impianto dentale in allumina
Boutin P	1970	Testina e cotile di THR (testina incollata allo stelo)
Langer G	1972	Piatto tibiale per emiartroplastica di ginocchio
Mittelmeier H	1973	Testina e cotile di THR (cono Morse testina-stelo)
Kawahara H	1975	Viti per osso e impianti dentali in allumina monocristallina
Saltzer M, et al	1976	Cupole di rivestimento per emiartroplastica femorale
Frenkel R, Reuther J, Dörre E	1977	Fondo dell'orbita oculare
Heimke G, Polack FM	1977	Keratoprotesi (alumina mono- e policristallina)
Jahnke K, Plester D, Heimke G	1979	Catena ossicolare dell'orecchio medio
Oonishi H	1981	Condili femorali di artroprotesi di ginocchio
Oonishi H	1983	Artroprotesi di caviglia
Swartz ML	1988	Placchette ortodontiche in allumina monocristallina
Amano I, et al	1990	Passaggi transcutanei per dialisi peritoneale
Mandrino, et al	1990	Zirconia-Toughened Alumina come biomateriale
Giannini S, et al	1991	Protesi metacarpo-falangea
Burger W	1997	Alumina Matrix Composites (AMC) come biomateriale
Farina C, et al	1997	Spaziatori spinali in allumina e biovetro
Jerosch J	1998	Articolazione della protesi di spalla
Burger W, Richter HG	2000	Articolazione dell'artroprotesi di anca in AMC
Hemke G, Leyen S, Willmann G	2002	Articolazione dell'artroprotesi di ginocchio in AMC
Wieneke H, Sawitowski T, et al.	2002	Rivestimento di impianti endovascolari (Stents)



FIGURA 1

Il primo accoppiamento in allumina prodotto da CGE France ed impiantato da P. Boutin nel 1970 (Courtesy Centerpulse AG)

scio ionico dalla ceramica va considerata positivamente anche in relazione alla lunga speranza di vita dei pazienti più giovani, operati intorno ai 50 anni e talora anche meno, ed alla scarsità di conoscenze sugli effetti a lungo termine di detriti metallici estremamente comminuti, soggetti a rilascio di ioni, alcuni dei quali sono noti come citotossici ed allergeni, e talvolta associati a rischi di trasformazione neoplastica. I limiti tuttora presenti nell'accoppiamento ceramica-ceramica sono rappresentati dalla tecnica chirurgica che deve essere assolutamente perfetta e dai costi sicuramente più elevati rispetto all'accoppiamento metallo-polietilene standard.

L'Allumina

Un discreto numero di materiali ceramici è impiegato in clinica ortopedica, sia come riempitivi biorassorbibili (Solfato di Calcio, Fosfato Tricalcico,) sia come rivestimenti osteoconduttori (Idrossiapatite, Fluoroapatite), mentre nei giunti delle artroprotesi sono da tempo impiegati ossidi ceramici (Allumina, Zirconia Y-TZP) e più recentemente loro composti, quali le Allumina tenacizzate ZTA, o composti quali BioloX Delta® / Ceramax® (14). In ortopedia la "ceramica" per antonomasia è l'allumina (ossido di alluminio, Al_2O_3), usata per la realizzazione di testine e di componenti acetabolari dei giunti protesici nei primi anni 70 da Boutin (11) (Figura 1), da Griss (12) e Mittelmeier (13), e successivamente impiegata in diversi distretti anatomici in numerose altre applicazioni, (Tabella 1) molte delle quali rimaste allo stadio sperimentale. Oltre 3 milioni di testine in allumina sono state impiantate nel mondo, principalmente in Giappone ed in Europa (Tabella 2).

Nel seguito del testo useremo la dizione "allumina-allumina", in quanto oggi nuove coppie "ceramica-ceramica" con caratteristiche evolutive stanno entrando in clinica, trattate in questa pubblicazione da altri Autori, e sono stati

TABELLA 2

Evoluzione temporale delle proprietà dell'allumina per usi clinici. I valori indicati nelle Norme ISO 6474:1980 e 6474:1994 sono riportati come riferimento

Proprietà	Precedente 1980	ISO 6474:1980	Anni 1980 - 1995	ISO 6474:1994	Attuale (> 1995)
Tenore in $\alpha-Al_2O_3$	99.1-99.6	≥ 99.5	≥ 99.75	≥ 99.5	99.95
Rottura a flessione (MPa)	>400	> 400	>500	>400	>550
Modulo di Young (GPa)	380	380	380	--	380
Durezza Vickers (GPa)	18	--	19	--	20
Diametro medio grani (μm)	£ 4.5	£ 7	£ 3.2	£ 4.5	£ 1.8
Densità (g/cm ³)	3.90 - 3.95	≥ 3.90	3.96 - 3.98	≥ 3.94	3.985

provati accoppiamenti alternativi (zirconia-allumina) con positivi esiti clinici a breve termine, il che rende "ceramica-ceramica" indicativo di una intera classe di dispositivi.

Come biomateriale è impiegata la fase α -allumina, la cui struttura compatta di atomi di ossigeno che circondano gli atomi di alluminio è nota come corundum. In natura, cristalli di allumina contenenti impurezze di ossido di cromo sono note come rubini, o come zaffiri se contenenti titanio. Le motivazioni della scelta dell'allumina per la realizzazione dei componenti articolari delle artroprotesi di anca risiedono nel suo comportamento inerte in ambiente fisiologico, dovuto alla presenza nella molecola ionica di una rilevante percentuale di legame covalente, che dà al materiale una elevata stabilità chimico fisica. L'elevata energia e direzionalità dei legami chimici assicurano l'ottima resistenza alla corrosione dell'allumina, e l'assenza di rilascio ionico, anche da frammenti di usura estremamente comminuti. Inoltre, la durezza del materiale (>20 GPa) è la necessaria premessa per la stabilità della finitura superficiale, che nei componenti protesici è caratterizzata da valori di rugosità estremamente bassa, tipicamente $Ra < 0.01 \mu m$.

Biocompatibilità dell'allumina

Una rivista esauriente della biocompatibilità dei biomateriali ceramici è stata recentemente presentata dagli Autori (14). In breve, usando le comuni procedure di estrazione si osserva l'assenza di rilascio di composti solubili dall'allumina, grazie alla totale ossidazione del materiale ed all'alta energia dei legami chimici che ne caratterizzano la molecola. Recentemente, l'allumina è stata omologata per l'uso clinico come mate-

riale di rivestimento di stent coronarici, applicazione che risulta estremamente critica dal punto di vista della emocompatibilità (15). L'elevata stabilità dell'allumina fa sì che tale materiale sia frequentemente adottato come controllo negativo nelle prove di biocompatibilità, sia in vitro sia in vivo. Gli atomi di ossigeno superficiali hanno parte dei legami chimici non saturati a cui, con legami di tipo Van der Waals, possono legarsi molecole polari. In vitro l'acqua si lega con legami forti alla superficie dell'allumina, e le proteine presenti formano rapidamente un monostrato. Le prove in-vitro sono state effettuate dai vari Autori impiegando diversi tipi cellulari (macrofagi, linfociti, HUVEC, fibroblasti e osteoblasti, oltre a colture primarie) e materiali in diverso stato fisico (polveri o compatti). In linea generale gli effetti citotossici sono risultati dose dipendenti in presenza di polveri di allumina, e correlabili nelle prove a contatto diretto con la superficie specifica del materiale in prova (14).

Le prove in-vivo riportate in letteratura sono state condotte su campioni aventi diverse forme fisiche (estratti, polveri di diversa granulometria, campioni solidi) ed in diversi siti di impianto (osso, tessuti molli), allo scopo di studiare sia le reazioni tissutali locali, sia gli effetti sistemici. In generale non sono riportate reazioni avverse locali o sistemiche all'impianto sottocutaneo, intramuscolare, intraperitoneale o intrarticolare di polveri di allumina nel topo o nel ratto (14). Analoghi risultati sono stati ottenuti dopo l'impianto di provini solidi nei muscoli paraspinali del coniglio o del topo o dopo l'impianto nell'osso (14).

L'unico Autore che riporta un possibile effetto carcinogeno dell'allumina è Ryu (16) che ha associato l'impianto di

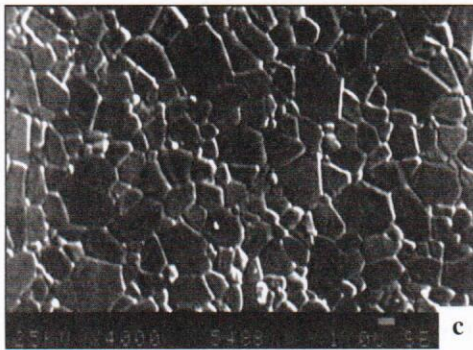
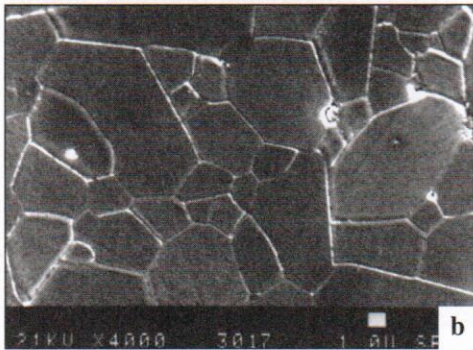
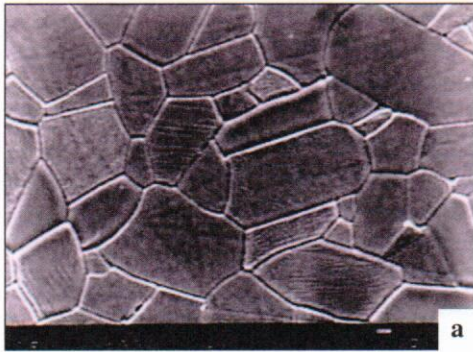


FIGURA 2

Evoluzione della microstruttura dell'allumina BIOLOX. A: BIOLOX I, σ_r circa 400 MPa; B: BIOLOX II, σ_r circa 480 MPa; C: BIOLOX forte, trattato HIP, σ_r circa 620 MPa. Si osservino i miglioramenti nell'omogeneità e nella dimensione dei grani apportate nel tempo al materiale.

allumina al sarcoma dei tessuti molli. Peraltro studi in vitro ed in vivo (17, 18) mostrano sia l'assenza di alterazioni del DNA cellulare sia l'assenza di tumori negli animali. Tenendo conto che circa

tre milioni di testine ceramiche sono state impiantate a partire dal 1970, l'assenza di carcinogenicità dell'allumina può essere data per acquisita.

Proprietà meccaniche

Come molti ceramici, l'allumina presenta ottime proprietà meccaniche in compressione, ma limitate in trazione. L'allumina non presenta deformazione plastica a temperatura ambiente, e, sollecitata, si deforma accumulando energia elastica. Una volta iniziata, la frattura del pezzo si propaga rapidamente. Questo comportamento "fragile" è contrapposto comportamento "duatile" dei metalli che deformano "plasticamente" prima della rottura, ed è indicato da un basso valore della fattore di intensificazione di sforzo K_{IC} (bassa tenacità). La proprietà meccaniche dell'allumina sono tanto migliori quanto più elevata è la densità (bassa la porosità totale), e quanto più piccolo ed uniforme è il diametro dei grani. L'ottimizzazione di questi parametri è stato il costante obiettivo dei fabbricanti di componenti in allumina, che negli anni successivi al 1970 ha subito miglioramenti notevoli (v Tabella 2 e Figura 2). In particolare l'impiego della pressatura isostatica a caldo (Hot Isostatic Pressing -HIP) ha consentito sia di ottenere pezzi in allumina con densità pari a 99.95% della densità teorica, limitando il fenomeno della crescita dei grani durante il trattamento termico, sia omogeneizzando le tensioni residue interne, migliorando sia le proprietà meccaniche sia l'affidabilità delle componenti. Il miglioramento dei controlli di qualità, grazie all'impiego di Proof Testing sulla totalità dei componenti consente inoltre di eliminare le parti che presentino difetti prima del loro rilascio (14).

L'accoppiamento modulare conico stelo-testina, vantaggioso per regolare la lunghezza del collo della componente femorale (Figura 3), trasforma i carichi applicati dal paziente in tensioni tangenziali nella periferia del cono, ed in flessione nella parte apicale della testina. Lo stato tensionale della testina ceramica dipende dalla rugosità, rotondità e linearità delle superfici della coppia conica, dalla conformità dell'angolo al vertice dei coni maschio e femmina, dall'interferenza iniziale, e dal coefficiente di attrito tra le due superfici.

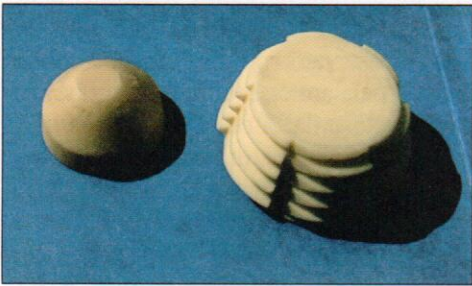


FIGURA 3

L'accoppiamento modulare stelo-testina nelle protesi di anca (Courtesy CeramTec AG)

I cotili ceramici, realizzati con massicce strutture monolitiche nei primi anni di impiego clinico (Figura 4) sono oggi costituiti da una coppetta in allumina (inserto) inserita in un metal back che si interfaccia, per lo più direttamente, con l'osso. L'inserto ceramico può essere direttamente a contatto con l'interno del metal back, o può essere presente un componente intermedio in polietilene: si parla in questo caso di coper "sandwich".

Il disegno dell'interfaccia metallo-ceramica assicura la stabilità alla torsione ed all'estrazione dell'inserto, che deve essere inserito con precisione nella sede conica, evitando colpi o "impuntature"

che ne possono pregiudicare la durata. Le proprietà meccaniche dell'allumina limitano il diametro minimo delle testine a 28 mm, con lunghezze del collo che non vanno oltre la taglia "L" (+3,5 mm), mentre lo spessore di parete degli inserti non è inferiore a circa 5 mm.

Usura dell'accoppiamento allumina-allumina

Un contributo alla riduzione dell'usura del giunto viene dalle proprietà di superficie del materiale. La possibilità di legare molecole polari dà luogo alla formazione di una pellicola di liquido fortemente aderente alle superficie dei componenti in allumina, che risulta stabile per sollecitazioni di compressione fino a 10 MPa, a condizione che le due superfici contrapposte presentino suffi-

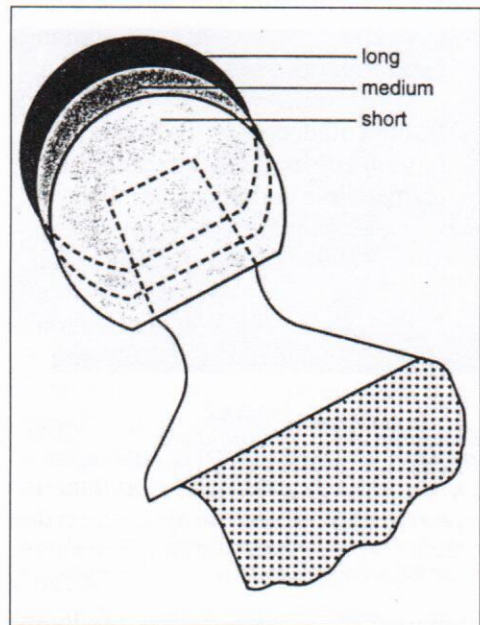


FIGURA 4

Un moderno inserto in allumina a confronto con la coppa acetabolare monoblocco avvitata sviluppata da Mittelmeier (Courtesy CeramTec AG)

ciente conformità. Numerose ed esaurienti rassegne, cui si rimanda il lettore, trattano dei risultati clinici delle articolazioni allumina allumina, la loro efficienza nel diminuire il volume ed il numero dei detriti di usura, rendendo questo tipo di accoppiamento particolarmente adatto ai pazienti più giovani ed attivi (9, 19-23).

L'allumina nell'uso clinico

Nell'uso clinico delle componenti di allumina, ed in particolare nel caso degli accoppiamenti ceramica-ceramica occorre tenere ben presenti le caratteristiche meccaniche del materiale, che lo rende "sensibile" a carichi elevati concentrati su piccole superfici. In clinica, ciò può realizzarsi in alcune circostanze, limitando drasticamente la durata dell'impianto. Occorre pertanto adottare alcune precauzioni, quali:

- Evitare assolutamente che, durante l'intervento, corpi estranei (ad es. coaguli, schegge di osso, PMMA frammenti di cemento per ossa) si interpongano nelle interfacce ceramica/metallo e ceramica/ceramica;
- Evitare l'impianto di una testina ceramica su di un cono metallico danneggiato.

Inoltre, per non indurre nel materiale difetti che ne causino la successiva rottura, occorre evitare l'uso di martelli o altri utensili metallici per fissare la testina sullo stelo, o l'inserto nel metal back. La forza della mano, accompagnata da una leggera rotazione è sufficiente a dare alle componenti la stabilità iniziale richiesta. La tecnica chirurgica va eseguita con particolare precisione, in quanto una eccessiva antiversione e/o inclinazione del cotile sono causa di carichi eccessivi concentrati sul bordo dell'inserto in allumina.

In un lavoro precedente (24), gli Autori hanno passato in rassegna i follow-up clinici di varie serie di componenti in allumina, pubblicati dal 1972 al 1995. L'analisi di tali dati mostra che nei primi anni di impiego clinico alcuni materiali e disegni protesici, ritirati da tempo dal mercato, hanno mostrato frequenze di fallimento decisamente inaccettabili. La situazione è radicalmente cambiata con l'introduzione dei materiali di seconda generazione a partire dal 1980. Si osserva come la frequenza sia influenzata dalle dimensioni del campione: mentre casistiche con numero elevato di pazienti riportano frequenze nulle, talune delle casistiche più esigue riportano le maggiori frequenze di frattura, il che indurrebbe a pensare che fattori tecnici possano avere influenzato alcuni dei risultati. E' indicativo il risultato dell'analisi retrospettiva condotta sulle componenti di allumina BIOLOX (Tabella 3): la frattura di componenti in allumina è un evento assai raro, ed ha luogo nell'ambito di eventi traumatici severi, quali incidenti stradali, o nell'attività sportiva condotta dai pazienti più giovani ed attivi, quali cadute da cavallo o dagli sci (25). E' interessante osservare a questo proposito come un follow-up quinquennale condotto dall' American Association of Hip and Knee Surgeons (AAHKS) (26) mostri come la rottura di una testina in allumina, evento percepito da molti come ad alto rischio, abbia frequenza analoga a quella della rottura degli steli metallici o al collasso degli inserti in polietilene, percepiti dalla maggior parte dei chirurghi ortopedici come eventi di rischio molto minore.

Conclusioni

Dal primo impiego clinico dell'allumina avvenuto agli inizi degli anni '70,

numerosi sviluppi hanno avuto luogo sia nella tecnologia delle componenti protesiche in allumina sia nella tecnica relativa al loro impiego clinico, che ha condotto ad un elevatissimo numero di impianti di testine in allumina (circa 3 milioni) sia accoppiate a polietilene, sia a cotili in allumina. Nuove prospettive per questi componenti possono essere attesi

sia dalla omologazione FDA dell'accoppiamento allumina-allumina avvenuto nel febbraio di quest'anno, sia dall'introduzione nell'impiego clinico delle nuove ceramiche ZPTA che uniscono la durezza, l'inerzia e la stabilità dall'allumina alla resistenza meccanica ed alla tenacità della zirconia e consentirà lo sviluppo di nuovi dispositivi medici in ceramica.

BIBLIOGRAFIA

1. QUARCK G, WILLMANN G, KRAHL H, GRUNDEI H: *Weiterentwicklung des ESKA-Spongiosmetall-Pfannensystems durch die BIOLOX forte Gleitpaarung*, in: Puhl W(Ed), 1997 Performance of the wear couple BIOLOX forte in Hip Arthroplasty, Enke Verlag Publ, Stuttgart, 65-76.
2. MIRRA J, AMSTUTZ T.H., MATHOS M., GOLD R.: *Joint Tissues in Prosthesis Failure*, Clin Orthop Rel Res 177 (1976)177-221.
3. GUI L., PIZZOFERRATO A., RANIERI L., GUALTIERI I.: *Articular and para-articular reactions to prosthetic implants*, J Orthop Traumat 1978; 4: 214-225.
4. PAZZAGLIA U.E., CECILIANI L., WILKINSON M.J.: *Involvement of metal particles in loosening of metal-plastic Total Hip Prosthesis*, Arch Orthop Trauma Surg, 1986;104:164-176.
5. WILLERT H.G., BERTRAM H., BUCHORN G.H.: *Osteolysis in alloplasty of the hip*, Clin Orthop 1990; 258: 95-107.
6. AMSTUTZ H.C., CAMPBELL P., KOSSOWSKY N., CLARKE I.C.: *Mechanism and clinical significance of wear debris induced osteolysis*, Clin Orthop 1992; 276: 95-107.
7. NIDZEGORODCEW T., GASPARINI G., MACCAURO G., TODESCA A., DE SANTIS E.: *Ultra High Molecular Weight Polyethylene wear debris induced massive osteolysis*, Intl Orthop 1997;21:14-18.
8. MACCAURO G, PICONI C, PROIETTI L, et al.: *Analysis of the catastrophic failure of a THR: the role of the acetabular component*. Hip International 2001;11:201-208.
9. BLACK J. *Prospects for Alternate Bearing Surfaces in Total Replacement Arthroplasty of the Hip*, in: Puhl W Ed, Performance of the Wear Couple BIOLOX forte in Hip Arthroplasty, Enke Verlag, Stuttgart 1997, p. 2-10.
10. MACCAURO G, PICONI C, MURATORI F, DE SANTIS V, BURGER W.: *Tissue reactions to ceramic wear debris: clinical cases Vs. animal model*. In: Zippel H, Dietrich M (eds) Bioceramics in Joint Arthroplasty, Steinkopff publ, Darmstadt 2003, p.81-88.
11. BOUTIN P: *Arthroplastie totale de la hanche par protheses en alumine fritté*. Rev Chir Orthop 1972; 58: 230-246.
12. GRISS P, HRIMKE G, VON ANDRIAN-WERBUNG H: *Morphological and biomechanical aspects of Al₂O₃ ceramic joint replacement*. Experimental results and design considerations for human endoprosthesis, J Biomed Mater Res 1973;7:43.
13. MITTELMEIER H: *Report on the first decennium of clinical experience with a cementless ceramic total hip replacement*. Acta Orthop Belg 1985; 51: 367-378.
14. PICONI C, MACCAURO G, MURATORI E, BRACH DEL PREVER E. *Alumina and zirconia ceramics in joint replacements: a review*. J Appl Biomat Biomech 2003;1:19-32.

15. WIENEKE H, SAWITOWSKI T, WENDT S, FISCHER A, DIRSCH O, KAROUSSOS IA, ERBEL R. *Stent Coating: a new approach in interventional cardiology*. Herz 2002;27:518-26.
16. RYU RK, BOVILL EG, SKINNER HB, et al.: *Soft tissue sarcoma associated with aluminum oxide ceramic total hip arthroplasty. A case report*. Clin Orthop 1987; 216:207-212.
17. COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G, et al.: *In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramics*. Biomaterials 1999; 20:371-376.
18. GRISS P, VON ADRIAN-WERBURG H. *Biological activity and histocompatibility of dense AL₂O₃-MgO ceramic implants in rats*. J Biomed Mater Res. 1973; 7: 453-62.
19. BIZOT P, NIZARD R, HAMADOUCHE M, HANNOUCHE D, SEDEL L. *Prevention of wear and osteolysis: alumina on alumina bearing*. Clin Orthop 2001; 393: 85-93.
20. BOËLER M, PLENK H, SALTZER M. *Alumina ceramic bearing for hip endoprosthesis*. Clin Orthop 2000; 379: 85-93.
21. FENOLLOSA GOMEZ J, SEMINARIO P, MONTIJANO C. *Ceramic hip prostheses in young patients - A retrospective study*. Clin Orthop 2000; 379: 55-67.
22. MEUNIER A, NIZARD R, BIZOT P, SEDEL L, *Clinical results of alumina-on-alumina couple in total joint replacement*, in: Jacobs JJ & Craig T (Eds.). (1998) Alternative bearing surfaces in total joint replacements, ASTM STP 1346, 213-234.
23. SEDEL L. *Evolution of alumina-on-alumina implants: a review*. Clin Orthop 2000; 379: 113-122.
24. 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.
25. WILLMANN G, VON CHARMIER W. *The improvements in material properties of BIOLOX offer benefits for THR*. In: Bioceramics in Orthopedics: New Applications, Puhl W ed., Enke Verlag, Stuttgart 1998: 19-24.
26. HECK DA, PARTRIDGE CM, REUBEN JD, LANZER WL, LEWIS CG, KEATING EM, *Prosthetic Component Failures in Hip Arthroplastic Surgery*. J Arthrop 1995;10: 575-580.