

# Introduzione alla tribologia dell'anca

## *Introduction to hip tribology*

**BERGADANO D.**

*Direttore tecnico, DePuy Italia, Pal. Marco Polo  
Il Girasole, 20084 Lacchiarella MI Italy*

### **Riassunto**

Definizione di tribologia. I problemi meccanici che rendono l'articolazione artificiale dell'anca meccanicamente complessa dal punto di vista tribologico. Accoppiamenti disponibili oggi, loro potenziali benefici ed inconvenienti o rischi. Aree di possibile ricerca.

**Parole chiave:** protesi d'anca - tribologia - biomateriali

**L**a tribologia, nella sua accezione più vasta, è la scienza che studia le interazioni dei corpi a contatto.

Nel caso di una protesi totale d'anca, quindi, potrebbero essere oggetto di studio tribologico le numerose interfacce tra corpi naturali ed artificiali, per esempio la superficie di contatto tra osso e protesi, tra stelo e testa modulare, tra protesi e cemento, e così via.

Nell'accezione comune, tuttavia, quando si parla di tribologia dell'anca protesizzata si intende invariabilmente lo studio della interfaccia testa femorale/inserito acetabolare. E' infatti su questa superficie che avvengono gli spostamenti macroscopici durante il movimento dell'anca, con trasmissione di carichi rilevanti e velocità significative, e dunque con considerevoli implicazioni energetiche.

### **Summary**

Definition of tribology. Mechanical problems that make total hip prostheses a complex tribological system.

Couplings nowadays available, potential benefits and risks or inconveniences.

Possible research areas.

**Key words:** hip prosthesis - tribology - biomaterials

Dal punto di vista tribologico, l'articolazione artificiale dell'anca pone una serie di problemi di difficile soluzione: si richiede una durata molto protratta nel tempo (varie decine d'anni) senza necessità di manutenzione; il movimento è molto irregolare e consta di continui arresti e partenze con accelerazioni ragguardevoli e carico variabile; il sistema di vincolo tra le due componenti è quasi inesistente, per cui le parti sono soggette a continui distacchi e conseguenti urti quando il contatto viene ripristinato. Inoltre, giacché la produzione di liquido sinoviale è gravemente alterata ed i fluidi che si interpongono sono di composizione e quantità variabile, la lubrificazione della neoarticolazione risulta incontrollabile.

E' necessario poi considerare che l'assemblaggio delle componenti è eseguito a mano, senza possibilità di aggiustamenti, e che non sono disponibili guarnizioni efficaci per isolare le parti soggette a sfregamenti dall'ambiente circostante. Infine, la scelta dei materiali più idonei a limitare fenomeni di usura è comunque fortemente vincolata dalla loro biocompatibilità (23).

Dagli anni '60 fino alla fine degli '80, la risposta a questi problemi è stata, con poche eccezioni, il polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE) accoppiato a leghe Co-Cr-Mo, all'acciaio o alla ceramica, solitamente allumina (1).

Tale soluzione ha mostrato i propri limiti proprio in riferimento agli aspetti tribologici: l'usura del UHMWPE infatti non è trascurabile, e nella pratica clinica si sono verificati numerosi casi di coppe o inserti in polietilene consumati fino alla completa perforazione (wear-through). Tali fenomeni di usura macroscopica portano ad una variazione geometrica della componente in polietilene, con conseguente alterazione della cinematica, nonché alla potenziale mobilitazione dell'impianto. Infatti, è ormai ben noto il problema della malattia da particelle, ovvero le osteolisi indotte dalla presenza di rilevanti quantità di detriti d'usura di dimensione micrometrica, i cui meccanismi biologici non sono comunque di interesse in questa sede specifica (5, 7).

Per ovviare ai suddetti problemi, la ricerca ortopedica ha proposto varie soluzioni e sta tuttora lavorando in direzioni diverse, talora molto ambiziose ed affascinanti.

Ad oggi, però, le proposte che, tra le tante, sono giunte alla pratica clinica su larga scala, possono essere schematizzate in tre categorie:

- accoppiamenti ceramica/ceramica,
- accoppiamenti metallo/metallo,
- polietilene ad alta reticolazione.

A soluzioni appartenenti ad ognuna di queste tre categorie si darà spazio e rilievo negli articoli che seguono, per descriverne in dettaglio alcuni aspetti critici.

Gli accoppiamenti Allumina-Allumina, per esempio, associano ad eccellenti proprietà tribologiche il problema della fragilità delle componenti, dei limiti dimensionali (non possono essere realizzati inserti acetabolari troppo sottili per evitare rischi di rottura), della sensibilità al posizionamento (una coppa troppo "verticale" o "valga" sottopone una porzione dell'inserto a carichi di pura trazione ed innesca solitamente fenomeni d'usura catastrofica o frattura). D'altro canto, le tecnologie ceramiche hanno fatto passi importanti negli ultimi anni, e sono oggi disponibili ceramiche a base di allumina con elementi leganti e stabilizzanti che ne fanno, sostanzialmente, un materiale composito ad alta resistenza, come descritto in uno degli articoli seguenti (24, 27).

Gli accoppiamenti metallo/metallo sono ritornati d'attualità nella pratica clinica alla fine degli anni '80. Alcuni prodotti isolati, soprattutto protesi di rivestimento, erano disponibili anche prima di tale data, ma giacché difficilmente accessibili per la comunità degli utilizzatori, si è trattato di esperienze marginali, per di più scarsamente documentate (18, 19).

I quindici anni d'esperienza clinica con gli accoppiamenti metallo/metallo di seconda generazione hanno spinto diverse case produttrici a proporre soluzioni di questo tipo. Tuttavia, alcuni dettagli costruttivi rendono ancora estremamente critica la validità di questa so-

luzione: è essenziale, dal punto di vista del chirurgo utilizzatore, rivolgersi a case di grande solidità ed esperienza o esigere comunque che l'affidabilità del prodotto sia perfettamente documentata: variazioni apparentemente insignificanti di alcuni parametri di progetto possono implicare grandi differenze nel risultato tribologico.

In particolare, avendo sostanzialmente uniformato il materiale (leghe Co-Cr-Mo, in cui varia eventualmente la percentuale di Carbonio tra le scelte dei diversi costruttori), sono la rugosità ed il gioco tra testa e cotile a svolgere un ruolo determinante (20, 21).

I metodi di fabbricazione più sofisticati consentono oggi di raggiungere una rugosità Ra di pochi nanometri, cioè vicino ai limiti di quanto è possibile teoricamente ottenere con questi materiali. Il raggiungimento di una rugosità estremamente bassa è condizione necessaria ma non sufficiente per un buon comportamento tribologico.

La durata maggiore della protesi si può ottenere solo se le tolleranze del sistema coppa/testa consentono la migliore lubrificazione possibile nelle condizioni di impianto. I parametri di maggior importanza, a questo proposito, sono il gioco tra testa e coppa e la sfericità di entrambi (22).

La lubrificazione tra due corpi di queste dimensioni, forma, finitura superficiale, in siffatto ambiente e con un movimento irregolare come quello dell'anca, può essere di tre tipi: lubrificazione limite, idrodinamica (a pellicola di fluido) o mista (combinazione tra le due).

La lubrificazione idrodinamica (fluid film) è di gran lunga la migliore, in quanto consente di tenere sostanzialmente separate le due componenti, almeno durante il movimento. Tuttavia,

tale lubrificazione è possibile solo se il diametro dell'articolazione è sufficientemente elevato (circa 35 millimetri come minimo) e se la tolleranza tra testa e cotile è molto limitata e priva di irregolarità. Uno degli articoli seguenti tratta in dettaglio questi aspetti (10, 11, 12, 13, 14, 15).

Un'altra sorgente di dubbi e incertezze sugli accoppiamenti metallo/metallo è l'accresciuta liberazione di ioni dovuta ai prodotti da usura e al conseguente aumento della superficie metallica esposta ai fluidi biologici. L'emissione di ioni è comune e naturale per un metallo in soluzione elettrolitica, come per una protesi impiantata nel corpo umano. Mentre la natura di tali ioni dipende ovviamente dalla composizione chimica del materiale, la quantità di ioni liberati dipende dal suo potenziale di elettrodo. *Ceteris paribus*, però, l'entità del rilascio ionico dipende dalla superficie esposta all'agente elettrolitico. Gli inevitabili detriti prodotti dall'usura del metallo aumentano enormemente la superficie esposta, e di conseguenza l'emissione di ioni. Numerosi studi sono stati eseguiti per verificare l'effettivo aumento di ioni nel sangue e nelle urine, con esito costantemente positivo (9).

Tuttavia, non si è mai potuto accertare che tale fenomeno abbia qualche conseguenza dal punto di vista clinico. Sono stati eseguiti studi retrospettivi nei paesi in cui vigono registri accurati sia per le protesi articolari che per le patologie tumorali, come quelli scandinavi, senza trovare correlazioni statisticamente significative. Più recentemente, in Italia ed in Inghilterra, sono stati condotti due studi prospettici, su campioni limitati di pazienti, con l'ausilio delle tecniche più aggiornate per la rilevazione di alterazioni del patrimonio genetico. Lo studio italiano, che si è avvalso

di esperti di medicina del lavoro per beneficiare della loro grandissima esperienza nel classificare le situazioni potenzialmente a rischio, è oggetto di uno degli articoli che seguono. Anche in questo caso, comunque, non si è potuto identificare alcun segnale di pericolo reale per i portatori di protesi metallo-metallo, salvo aver confermato che patologie o disfunzioni dell'apparato escretore rappresentano una controindicazione all'uso di questa soluzione tri-biologica (24, 25, 31).

Alla fine degli anni '90 si sono affacciati sulla scena clinica i polietilene ad elevata reticolazione, già oggetto di ricerche da diverso tempo (2).

Il polietilene UHMW fino ad allora normalmente utilizzato è materiale dalle ottime proprietà meccaniche, con buona resistenza a fatica ed allo scorrimento viscoso a freddo (creep), che denuncia però i suoi limiti nelle applicazioni ortopediche sotto il profilo dell'usura da abrasione e per la forte tendenza ad ossidarsi (invecchiamento) a causa dei radicali liberi che si formano in quantità rilevante soprattutto durante il processo di sterilizzazione per irraggiamento (3).

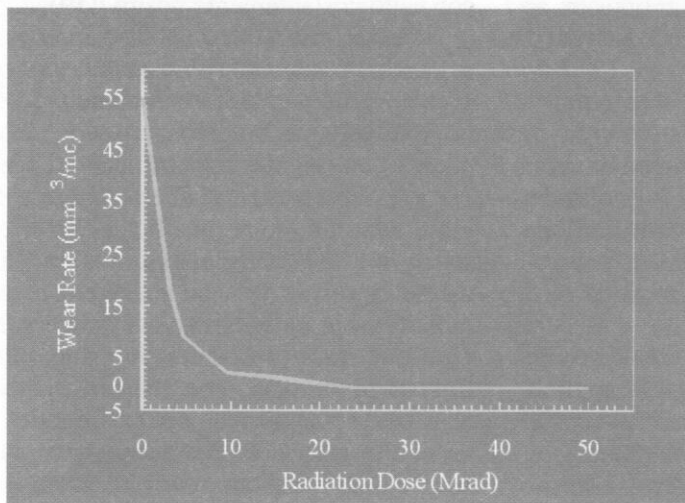
L'obiettivo dello sviluppo dei nuovi polietilene è quindi diretto a mettere a punto un materiale che conservi le ottime proprietà meccaniche di partenza migliorandone la resistenza all'ossidazione e all'usura (4).

Il primo aspetto viene oggi sostanzialmente risolto attraverso un opportuno trattamento termico che porta il materiale sopra il punto di fusione (o di transizione vetrosa) consentendo una significativa riduzione dei radicali disponibili. Affinché questo processo non perda poi di efficacia, è necessario procedere alla sterilizzazione con metodi che non siano aggressivi nei confronti delle strutture molecolari, come l'ossido di etilene (EtO) o il plasma di gas.

Per quanto riguarda la resistenza all'usura, la soluzione verso cui ci si sta orientando sembra essere uniformemente la creazione di numerosi legami "trasversali" tra le molecole a catena lineare del polimero originale.

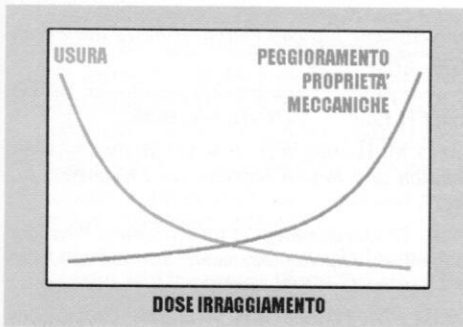
Questo processo viene normalmente chiamato "reticolazione" e si ottiene sottoponendo il materiale a dosi più massicce di radiazioni, solitamente Gamma ( $\text{Co}^{60}$ ) o Beta (elettroni) (6, 7).

All'aumentare della dose di radiazione, entro certi limiti ed in modo non lineare, aumenta il grado di reticolazione e, di conseguenza, la resistenza all'usura del materiale o, meglio, del prodotto, dato che l'effetto di reticolazione, se ottenuto con particelle a scarsa penetrazione come gli elettroni, è piuttosto superficiale (vedi grafico a lato) (8).



Tuttavia, all'aumentare della reticolazione, diminuiscono le proprietà meccaniche del materiale, soprattutto resilienza e resistenza alla rottura.

Questa coesistenza di fenomeni è descritta qualitativamente dal grafico qui riprodotto.



Pertanto, è opportuno individuare un compromesso ottimale tra il grado di reticolazione (e la conseguente resistenza all'usura) e la perdita di proprietà meccaniche.

L'esperienza clinica maturata con questi polietilene di terza generazione è ancora abbastanza limitata: il loro capostipite è in uso clinico allargato dal 1997 (28, 29, 30).

Negli articoli che seguono vengono analizzate alcune proposte, tra loro diverse, che le case produttrici hanno presentato negli scorsi anni. Si può comunque sostenere che, in assenza di proble-

mi a tutt'oggi sconosciuti, i polietilene ad alta reticolazione trattati per l'eliminazione dei radicali liberi, rappresentano il nuovo standard per la protesica articolare dell'anca: al momento, infatti, non se ne vedono inconvenienti macroscopici, e la loro progressiva diffusione consentirà di abbassare i costi di produzione a livelli molto prossimi a quelli dei polietilene tradizionali.

Attualmente, non siamo in grado di indicare quale tra le soluzioni tecniche scelte dalle varie case si affermerà sul mercato, ma riteniamo sia lecito sostenere che nel giro di pochi anni il polietilene standard usato per la protesica articolare sarà ad elevata reticolazione e resistenza all'ossidazione.

La ricerca continua ad esplorare nuove frontiere: sono attualmente oggetto di valutazione accoppiamenti metallo/ceramica, trattamenti di rivestimento o "ceramizzazione" dei componenti metallici, materiali che possono agire come "cuscinetto" tra i componenti articolari e riprodurre la funzione della cartilagine. Alcuni di questi esperimenti si sono già affacciati al mercato, come i procedimenti di indurimento superficiale, ma è difficile, allo stato attuale, prevederne l'effettivo futuro. Scopo di questa raccolta di articoli è presentare e discutere soluzioni attuali e disponibili, in quanto diretta agli utilizzatori e non ai ricercatori.



## BIBLIOGRAFIA

1. SEMMLITSCH M, LEHMANN M, WEBER H, DÖRRE E, WILLERT HG: *New prospects for a prolonged life span of artificial hip joints by using the material combination polyethylene/aluminum oxide ceramic/metal*. J. Biomed. Mater. Res. 1977, 11, 537-542.
2. KURTZ SM, PRUITT LA, JEWETT CW, FOULDS JR, EDIDIN AA: *Radiation and Chemical Crosslinking Promote Strain Hardening Behaviour and Molecular Alignment in Ultra High Molecular Weight Polyethylene During Multi-Axial Loading Conditions*. Biomaterials, 1999, 20(16): p. 1449-1462.
3. COLLIER JP, SPERLING DK, CURRIER JH, SUTULA LC, SAUM KA, MAYOR MB: *Impact of gamma sterilization on clinical performance of polyethylene in the knee*. J. Arthroplasty, 1996, 11(4): p. 377-389.
4. EYERER P, KE YC: *Property changes of UHMW polyethylene hip cup endoprostheses during implantation*. Journal of Biomedical Materials Research, 1984.
5. WILLERT H: *Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses*. In: TOTAL HIP PROSTHESIS, Gschwend N and Debrunner H Editors. 1976, Huber, Bern.
6. MURATOGLU OK, BRAGDON CR, O'CONNOR DO, JASTY M, HARRIS WH: *A Novel Method of Crosslinking UHMWPE to Improve Wear, Reduce Oxidation and Retain Mechanical Properties*. Accepted for publication in the Journal of Arthroplasty.
7. MCKELLOP H, SHEN F-W, LU B, CAMPBELL P, SALOVEY R: *Development of an Extremely Wear-Resistant Ultra High Molecular Weight Polyethylene for Total Hip Replacements*. Journal of Orthopaedic Research, 1999, 17[2]: 157-167.
8. MURATOGLU OK, BRAGDON CR, O'CONNOR DO, JASTY M, HARRIS WH: *A Highly Crosslinked, Melted Ultra High Molecular Weight Polyethylene: Expanded Potential for Joint Replacement*. Chapter X of this publication.
9. FISCHER J, INGHAM E, STONE MH, WROBLEWSKI, BM, BESONG AA, TIPPER JL, FIRKINS P, MINAKAWA H, MATTHEWS JB, GREEN T: *Wear particle morphologies in artificial hip joints: particle size is critical in the response of macrophages*. In: Rieker C, Windler M, Wyss U (Eds): *Metasul A Metal-on-Metal Bearing*, pp. 121-124, Hans Huner, Bern/Göttingen/Toronto/Seattle, 1999.
10. CHAN FW, MEDLEY JB, BOBYN JD, KRYGIER JJ: *Numerical analysis of time-varying fluid film thickness in metal-metal hip implants in simulator tests*. In: Jacobs JJ, Craig TL (Eds): *Alternative Bearing Surfaces in Total Joint Replacement*, ASTM STP 1346, pp. 111-125, ASTM, West Conshohocken, PA, USA, 1998.
11. JIN ZM, DOWSON D, FISCHER J: *Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Part H, J. Eng. In Med. 1997, 211: 247-256.
12. JIN ZM, DOWSON D: *A full numerical analysis of hydrodynamic lubrication in artificial hip joint replacements constructed from hard materials*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Part C, J. Mech. Eng. Sci. 1999, 213: 355-369.
13. MCNIE CM, DOWSON D: *The effect of radial clearance on lubrication in a metal on metal joint tested in a hip joint simulator*. In: D Dowson, CM Taylor, THC Childs, G Dalmaz, Y Berthier, L Flamanand, J-M Georges, AA Lubrecht (Eds): *Thinning Films and Tribological Interfaces*, Tribology Series 36, Elsevier, pp. 241-245, 2000.
14. DOWSON D, MCNIE CM, GOLDSMITH AAJ: *Direct experimental evidence of lubrication in a metal-on-metal total hip replacement tested in a joint simulator*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Part C, J. Mech. Eng. Sci. 2000, 214: 75-86.
15. HAMROCK, BJ: *Fundamentals of Fluid Film Lubrication*. 1994, McGraw-Hill, New York.
16. BERGMAN G, GRAICHEN F, ROHLMANN A: *Hip joint loading during walking and running, measured in two patients*. J. Biomech. 1993, 26(8): 969-990.
17. AMSTUTZ HC, CAMPBELL P, CLARKE IC, KOSSOVSKY N: *Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis*. Clin. Orthop. 1992, 276: 7-18.
18. SEMMLITSCH M, STREICHER RM, WEBER H: *Wear behaviour of cast CoCrMo cups and balls in long-term implanted total hip prostheses*. Orthopaede 1989, 18: 377-381.

19. WALKER PS, GOLD BL: *The tribology (friction, lubrication and wear) of all-metal artificial hip joints*. *Wear*, 1971, 17: 285-299.
20. MEDLEY JB, CHAN FW, KRYGIER JJ, BOBYN JD: *Comparison of alloys and designs in a hip simulator study of metal on metal implants*. *Clin. Orthop. (Suppl)*, 1996, 329S:148-159.
21. CHAN FW, BOBYN JD, MEDLEY JB, KRYGIER JJ, TANZER M: *Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants*. *Clin. Orthop.* 1999, 369: 10-24.
22. FARRAR R, SCHMIDT MB: *The effect of diametral clearance on wear between head and cup for metal on metal articulations*. In: "Trans. 43<sup>rd</sup> Annual Meeting, ORS" 1997, paper 71.
23. SEMLITSCH M, WILLERT HG: *Clinical wear behaviour of ultra-high molecular weight polyethylene cups paired with metal and ceramic ball heads in comparison to metal-on-metal pairings of hip joint replacements*. *Proc. Instn. Mech. Engrs.* 1977, 211/H: 73-88.
24. SIEBER HP, RIECKER CB, KÖTTIG P: *Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants*. *J. Bone Joint Surg.* 1998, 80B : 46-50.
25. SCHMALZRIED TP: *METAL-ON-METAL: Historical perspectives and lessons learned through retrieval studies*. *Seminars in Arthroplasty* 1998, 9/2: 135-142.
26. SKINNER HB: *Ceramic bearing surfaces*. *Clin. Orthop.* 1999, 369: 83-91.
27. SAIKKO V, PFAFF H-G: *Low wear and friction in alumina/alumina total hip joints*. *Acta Orthop. Scand.* 1998, 69/5: 443-448.
28. MURATOGLU OK: *Highly crosslinked polyethylenes: a promising technology for total joint replacements in 21<sup>st</sup> century*. *World Tribology Forum, Montreux, October 2000*.
29. LAURENT MP, YAO JQ, BHAMBRI SK, GSELL RA, GILBERTSON LN, SWARTS DF, CROWNINSHIELD RD: *High cycle wear of highly crosslinked UHMWPE acetabular liners evaluated in a hip simulator*. *Society for Biomaterials 2000, 6<sup>th</sup> World Biomaterials Congress Transaction*: 851.
30. LAURENT MP, YAO JQ, GILBERTSON LN, SWARTS DF, CROWNINSHIELD RD: *Wear of highly crosslinked UHMWPE acetabular liners under adverse conditions*. *Society for Biomaterials 2000, 6<sup>th</sup> World Biomaterials Congress Transaction*: 874.
31. WILLERT HG, SEMLITSCH M: *Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprotheses*. *Clin. Orthop.* 1996, 333: 4-14.
32. BRÖDNER W, BITZAN P, MEISINGER V, KAIDER A, GOTTSÄUNER-WOLF F, KOTZ R: *Elevated serum cobalt with metal-on-metal articulating surfaces*. *J. Bone Joint Surg.* 1997, 79B: 316-321.