

Analisi tribologica di una protesi d'anca

C. Brutti*, E. Pezzuti*, G. Cappellini*

DOI: 10.12920/riv.patol.appar.locomot.1998.01

SOMMARIO

Storicamente è dimostrato che l'interazione fra discipline mediche e ingegneristiche ha prodotto progressi rilevanti; in particolare la biomeccanica ha consentito di migliorare, specie negli ultimi anni, il settore delle protesi aumentando da una parte l'affidabilità e gli standard qualitativi e diminuendo dall'altra le possibilità di rigetto. Nel presente lavoro, oltre ad una breve descrizione delle caratteristiche dell'articolazione, vengono analizzati e confrontati i meccanismi tribologici di alcune protesi d'anca oggi in commercio. Il lavoro è completato con delle misure di rugosità su una protesi nuova ed una espantata, atta ad evidenziare i meccanismi di usura di siffatti componenti. Lo studio riportato rappresenta il primo passo di una indagine completa sulla tribologia di tali componenti mirata a studiare le cause degli insuccessi clinicamente accertati al fine di valutare possibili soluzioni migliorative.

Questa ricerca è svolta con contributo CNR n. 96, 03758.CT14.

1 - INTRODUZIONE

1.1 Cenni storici

Uno dei campi che si è maggiormente giovato della sinergia ottenibile tra scienze mediche ed ingegneristiche è senza dubbio quello degli impianti protesici articolari. Questo grazie allo studio dei principi di funzionamento delle articolazioni dal

punto di vista strutturale, cinematico e tribologico che ha permesso di costruire protesi sempre più simili, per quanto riguarda il funzionamento, alle articolazioni naturali. Infatti a partire dal 1958, anno in cui Charnley applicò una protesi totale d'anca [1], le attività di studio e di ricerca hanno consentito un rapido progresso delle conoscenze riguardo alle problematiche coinvolte nella sostituzione mediante protesi di un'articolazione naturale ed un sostanziale miglioramento dell'efficienza delle protesi e degli esiti postoperatori. In realtà il problema della sostituzione dell'articolazione coxo-femorale era già stato affrontato, seppur in modo diverso, prima [2] e subito dopo la seconda guerra mondiale [3] con diversi esempi immediatamente successivi [4, 5]. A partire dal 1960 si procedette [1] ad un rigoroso esame della casistica postoperatoria, ad una ricerca approfondita di forme e materiali specifici che ottimizzassero i risultati [6, 7] ed allo studio rigoroso, teorico e sperimentale, delle condizioni funzionali meccaniche dei diversi tipi di protesi in uso [8]. Ciò fu fatto applicando al problema le metodologie ingegneristiche di studio più raffinate, successivamente disponibili nel corso degli anni, per quanto riguarda i problemi di resistenza, attrito, fissaggio biocompatibilità dei materiali [9, 10].

Allo stato attuale solo il 5-10% delle protesi d'anca fallisce entro 10 anni dall'impianto e gli studi in corso in tutto il

*Dipartimento di Ingegneria meccanica. Università di Roma "Tor Vergata".

mondo sono orientati a minimizzare ulteriormente le percentuali di insuccesso.

Queste ultime provengono, per la maggior parte, dal fenomeno della "mobilitazione asettica" che, originato dalla presenza di un'eccessiva quantità di detriti d'usura, pone ancora una volta l'attenzione sulla necessità di un approccio interdisciplinare al problema della protesi d'anca.

A tale proposito nel presente lavoro viene presa in esame una protesi d'anca coxo-femorale, vengono analizzati i meccanismi di sollecitazione prodotti nella deambulazione, studiati i meccanismi tribologici della lubrificazione dell'insieme sfera coppa acetabolare, valutate diverse protesi attualmente in commercio ed effettuate misure di rugosità su una protesi nuova ed una espantata.

1.2 Alcuni richiami di fisiologia dell'articolazione coxo-femorale

L'articolazione coxo-femorale unisce il femore all'osso iliaco realizzando così l'unione dell'arto inferiore con il tronco; in pratica è costituita da un elemento sferico (testa femorale) che si articola nell'acetabolo (cavità cotiloidea). Dal punto di vista meccanico è assimilabile, quindi, ad un giunto sferico, caratterizzato da tre gradi di libertà. La movimentazione ha luogo su tre piani: sagittale, frontale e trasversale con ampiezza di movimento maggiore nel piano sagittale (flessione $0-140^\circ$ ed estensione $0-15^\circ$). Nei piani frontale e trasversale le ampiezze di movimento sono rispettivamente: abduzione $0-30^\circ$, adduzione $0-25^\circ$ e rotazione esterna $0-90^\circ$, rotazione interna $0-70^\circ$ (quando l'articolazione d'anca è flessa). L'ampiezza di rotazione esterna è inferiore quando l'articolazione è distesa a causa dell'azione limitante dei tessuti molli [8]. Sono peraltro note le movimentazioni dell'anca conseguenti alle varie possibilità di deambulazione o movimenti del corpo umano così come sono ormai in gran parte cono-

sciuti i comportamenti delle articolazioni e dell'apparato osseo sia dal punto di vista meccanico strutturale che come carichi agenti nelle varie condizioni di esercizio [11, 12]. Riguardo alla geometria dell'articolazione dell'anca, la testa femorale è costituita per $2/3$ da una sfera di $40-50$ mm di diametro, sostenuta dal collo che la connette con il corpo del femore (diafisi) il cui asse forma un angolo di $10^\circ-30^\circ$ con il piano frontale (fig. 1 e 2).

La testa femorale viene accolta nella cavità cotiloidea, di forma emisferica, che costituisce il componente concavo del giunto sferico e che sulla parte terminale è rivestita di cartilagine. La forma è tale che la parte più profonda del cotile non entra in contatto con la testa femorale. Il cotile è orientato verso il basso di circa $30^\circ-40^\circ$ rispetto l'orizzontale (fig. 3) e lascia così scoperta parte della testa. La pressione sulla testa è massima sul "tetto".

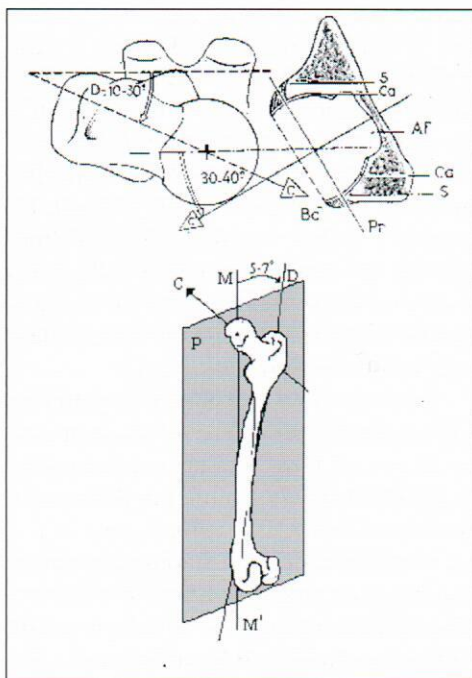


Fig. 1 e 2

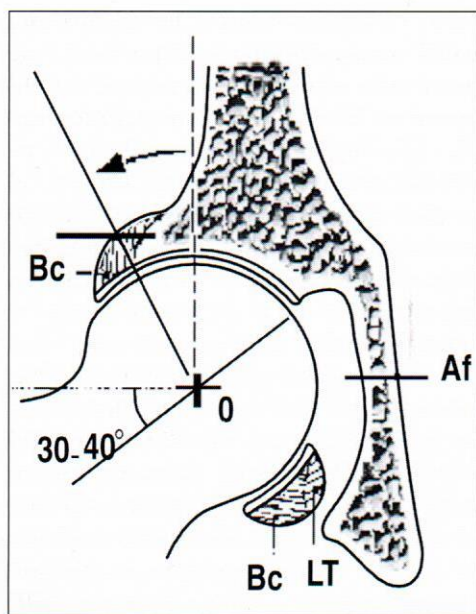


Fig. 3

Acetabolo e testa femorale non sono strutture perfettamente sferiche; è stata messa in evidenza la distribuzione asimmetrica della cartilagine articolare, che ha uno spessore variabile sul cotile e sulla testa femorale. Tutto il sistema è stabilizzato dall'insieme dei tessuti, muscoli e legamenti. L'andamento delle sollecitazioni e dei carichi e il ruolo della cartilagine sono tuttora oggetto di studio [13, 14]. La testa ed il collo con la diafisi femorale realizzano un sistema a sbalzo sollecitato diversamente a seconda delle varie posture o movimentazioni (appoggio bipodale o unipodale, posizioni varie ecc.).

L'articolazione dell'anca è soggetta ad adattamenti funzionali in relazione al carico. Durante i fenomeni dinamici si possono avere, oltre ad un aumento dei carichi, anche urti. In tali casi è importante l'azione smorzante delle articolazioni, che si produce attraverso il cedimento delle cartilagini, l'espulsione del liquido sinoviale e la deformabilità dell'articolazione. Le articolazioni, specie quelle portanti, possono essere considerate come *supporti lu-*

brificati [15]. Esse cioè devono permettere il movimento reciproco di due parti, riducendo al minimo sia la resistenza d'attrito sia l'usura. Le superfici articolari sono ricoperte da uno strato di cartilagine articolare e sono circondate da un ambiente intriso di liquido sinoviale, che bagna la cartilagine e ne imbeve le porosità. Il tipo di meccanismo di lubrificazione dipende dall'entità dei carichi applicati, dalla forma delle superfici a contatto, dalla loro rugosità superficiale, dalle proprietà chimiche e fisiche sia del liquido lubrificante sia del materiale del supporto.

Le forme fondamentali di lubrificazione possono essere: idrostatica, idrodinamica, elastoidrodinamica, mista, limite. La costituzione porosa della cartilagine dà luogo ad una imbibizione di liquido sinoviale, restituito all'esterno dei pori durante l'applicazione di carichi forti a velocità di strisciamento insufficienti a mantenere idrodinamicamente un velo lubrificante [16]. Come verrà meglio evidenziato più avanti, i calcoli eseguiti applicando alle protesi le varie teorie della lubrificazione, hanno mostrato che, con le basse velocità in gioco, si otterrebbero spessori di meato che sono molto inferiori alla rugosità superficiale della cartilagine (2-5 μm). Tuttavia alla fine degli anni '80 si è visto che la rugosità della cartilagine viene ridotta da perturbazioni di pressione prodotte durante i movimenti articolari e pertanto è possibile l'instaurarsi di una lubrificazione microelastoidrodinamica [17]. La deformabilità dell'acetabolo, che ha una configurazione ad anello aperto, contribuisce all'assorbimento delle sollecitazioni più elevate derivanti per esempio dall'attività sportiva.

1.3 Le protesi attualmente in uso

Una protesi d'anca è formata da uno stelo femorale d'ancoraggio sormontato da una testa sferica inserita in una coppa acetabolare a sua volta ancorata nel bacino (fig. 4).

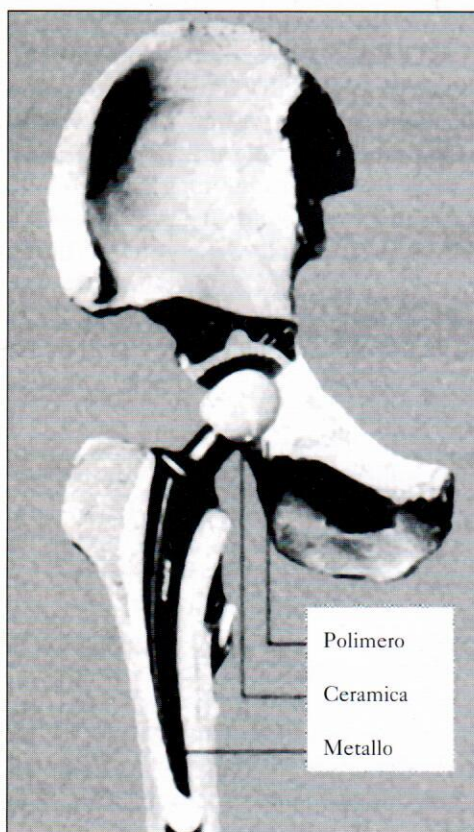


Fig. 4

I materiali devono sottostare a requisiti biologici, strutturali e meccanici che possono essere così sintetizzati:

a - Requisiti meccanici

- resistenza meccanica adeguata
- assenza di concentrazioni di tensione
- ancoraggio stabile
- minimizzazione forze d'attrito
- minimizzazione dell'usura

b - Requisiti biomedici

- biocompatibilità dei materiali e dei relativi detriti derivanti dall'usura
- mobilità della protesi analoga all'articolazione naturale
- mantenimento della stabilità
- facilità d'inserzione
- possibilità di reintervento

Buoni risultati sono stati forniti da leghe CoCr con aggiunta di Nichel o Molibdeno (Vitallium), leghe di Titanio (Ti_6Al_4V) ed acciai inossidabili austenitici (tipo 316). Le testine sono anche di leghe o ceramica, con diametro di 22, 26, 28, 32 mm; il valore più alto assicura un movimento più ampio, ma data la maggiore superficie un maggiore attrito e quindi usura più elevata rispetto al diametro inferiore. I due diametri intermedi sono una soluzione di compromesso sempre più utilizzata. L'acetabolo viene realizzato in polietilene ad altissima densità (UHMWPE), noto con il nome commerciale di RHC1000, posto in una semisfera metallica fissata alla parte ossea. A seconda del tipo di ancoraggio si hanno inoltre protesi cementate o non cementate in cui si ha il contatto diretto con l'osso. Altra caratteristica fondamentale deve essere il basso attrito per minimizzare i fenomeni di usura che possono provocare il rigetto. In particolare, oltre la dimensione dei detriti, fondamentale è il bilancio fra quantità di detriti prodotti e la velocità della loro rimozione dal sistema biologico. L'utilizzo della ceramica, che permette rugosità più basse e trattiene meglio sulla superficie il liquido sinoviale, consente dimensioni e quantità di detriti inferiori a quelle dell'accoppiamento metallo-polimero; purtroppo prove sperimentali "in vivo" hanno fornito risultati deludenti rispetto alle analisi di laboratorio [18] e si sono avute anche rotture, seppure in pochi casi, dovute alla fragilità intrinseca del materiale [19].

1.4 Il meccanismo dell'usura e la lubrificazione

Il polietilene UHMWPE, nell'accoppiamento con il metallo, presenta una notevole resistenza all'usura, quantizzabile in una perdita di spessore pari 0.007-0.15 mm per anno. I differenti valori sembrano essere dovuti alle differenti qualità di

UHMWPE. Le particelle d'usura di UHMWPE si presentano sotto forma di fibre con bordi lisci, di lunghezza compresa tra i 5 e i 50 μm e di larghezza tra i 2 e i 5 μm . La reazione tissutale alle particelle di UHMWPE è comunque inizialmente moderata rispetto a quanto si verifica con altri materiali polimerici, come per esempio il PET. Se si verifica un aumento notevole dell'usura di particelle di polietilene, sia perché detriti di cemento finiscono sulla superficie polimerica di scorrimento, sia perché viene graffiata la superficie articolare della componente metallica, il processo di reazione tissutale diventa molto più grave. Va rilevato che sebbene il maggior numero di particelle di usura provenga dal polietilene, sono tuttavia presenti anche detriti derivanti dai componenti metallici, come evidenziato più avanti nelle misure di rugosità; essi si presentano in forma di polveri o di schegge irregolari di dimensioni comprese fra 0.5 e 20 μm , ed essendo dure contribuiscono ad esaltare il processo di usura. Per i metalli il volume di usura W è quantificabile mediante una relazione del tipo $W = kLs / 3H$, [20] in cui L è il carico totale agente in direzione normale allo strisciamento s che è il prodotto della velocità di strisciamento per il tempo ed alla durezza della superficie (H) attraverso una costante (k), chiamata fattore d'usura. Per i polimeri il volume di usura può essere espresso con una relazione del tipo $W = k'Ls$ in cui il fattore di usura k' dipende dal materiale, dalla lubrificazione e dalla geometria del contatto. Il meccanismo dell'usura è molto complesso, ed oltre al diametro della testa entrano in gioco altri

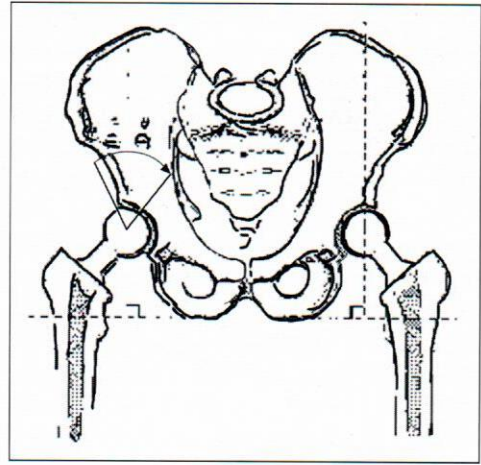


Fig. 5

fattori quali le pressioni di contatto, le aree di contatto e soprattutto le asperità della coppa e della testa che possono venire in contatto a seconda del tipo di lubrificazione che si instaura. La tabella 1, estrapolata da risultati sperimentali [21], riguarda l'usura per protesi di differente diametro; il massimo, come evidenziato nella fig. 5, avviene nella direzione che unisce il centro della sfera con la parte esterna dell'acetabolo.

Migliorando la lubrificazione si riesce ad abbassare notevolmente l'usura. Le articolazioni naturali, sfruttando la cartilagine articolare, sono infatti in grado di generare, in qualunque condizione di carico, un film fluido che si interpone fra le superfici (liquido sinoviale). La cartilagine infatti, avendo basso modulo elastico (circa 20 Mpa) si deforma permettendo un livellamento delle superfici, che anche in presenza di film di ridotto spessore (circa 0.25 μm), impedisce alle asperità di

Diametro (mm)	usura lineare (mm)	mm/anno	usura volumetrica (mm ³)	mm ³ /anno
22	1.35	0.13	513	47.5
28	0.85	0.08	521	48.4
32	1.1	0.1	911	84.1

Tab. 1

venire in contatto. Inoltre la porosità caratteristica della cartilagine contribuisce al mantenimento delle condizioni ottimali di lubrificazione; infine la presenza di cavità nella cartilagine innesca una auto-pressurizzazione idrostatica [22]. Prove sperimentali su articolazioni hanno evidenziato una variabilità del coefficiente d'attrito fra 0.005 a 0.27 a seconda o meno della presenza di liquido sinoviale [15, 23]. La lubrificazione in una articolazione naturale avviene secondo le modalità elastoidrodinamiche quando i carichi sono bassi e le velocità elevate, e secondo il meccanismo della *squeeze film lubrication*, quando i carichi sono elevati e le velocità modeste. Per quanto riguarda la lubrificazione "squeeze film", che tiene conto del ritardo degli effetti del carico rispetto alla sua applicazione, è importante notare che questo fenomeno è amplificato dalla natura deformabile della cartilagine. È come se, deformandosi più la parte centrale dell'area di contatto rispetto al bordo, si creasse un impedimento al liquido di fuoriuscire dall'area di contatto; meccanismo questo che aumenta lo spessore di fluido tra le superfici articolari.

Su tale principio si basa una tipologia innovativa di protesi, le *Cushion form bearings*, che utilizzano uno strato di materiale a basso modulo elastico (≈ 20 Mpa), di spessore compreso fra 1 e 3 mm, collegato rigidamente alla coppa acetabolare in polietilene (modulo elastico circa 1.4 Gpa). Test hanno dimostrato come questo tipo di protesi riesca ad abbassare di circa 10 volte il coefficiente di attrito portandolo a valori simili a quelli dell'articolazione naturale [24]. L'effetto è dovuto all'instaurarsi di un meccanismo di lubrificazione microelastoidrodinamica, in cui la deformabilità del materiale produce pressione molto alte che appiattiscono le asperità e mantengono condizioni ottimali anche per spessori di film ridotti. Studi effettuati hanno calcolato che durante il

ciclo del passo il film fluido ha spessori compresi fra 0.6 e 1.2 μm [25] con valori del coefficiente di attrito, anche nella condizione più sfavorevole, inferiori a 0.02; valore questo che testimonia la presenza di un film continuo di lubrificante.

2 - STUDIO DELLE CONDIZIONI DI LUBRIFICAZIONE

Da quanto fin qui esposto risulta evidente che per il buon esito dell'impianto di una protesi sono essenziali le condizioni di lubrificazione e di contatto che si instaurano. Tali condizioni dipendono, oltre che dai parametri fisiologici di ciascun paziente, dalle caratteristiche della protesi specifica in esame. Queste ultime influenzano il fenomeno attraverso le dimensioni delle parti in contatto, il modulo di Young dei materiali costituenti e la rugosità superficiale. I modelli che possono essere impiegati per valutare le condizioni di lubrificazione sono, come già accennato, essenzialmente:

- lubrificazione elastoidrodinamica (ELH)
- lubrificazione di "squeeze"
- lubrificazione microelastoidrodinamica

Poiché uno dei requisiti fondamentali di una protesi è quello di riprodurre, quanto più fedelmente possibile, il comportamento di un'articolazione naturale sana, è evidente che è necessario studiare con grande accuratezza l'influenza dei parametri prima elencati per ottenere un comportamento ottimale. Il fenomeno è assai complesso perché durante il ciclo del passo, in un'articolazione naturale, si presentano condizioni diverse che coinvolgono tutti i meccanismi di lubrificazione possibili, cioè elastoidrodinamica, di "squeeze" e microelastoidrodinamica. È evidente che, nel caso delle protesi costituite da elementi ad elevata rigidità, la lubrificazione microelastoidrodinamica è ovviamente assente, con tutte le conseguenze che verranno meglio esposte in

seguito. Per ovviare a tale problema, in tempi recenti e come già accennato, sono state proposte le protesi tipo cushion che verranno esaminate in paragone con quelle tradizionali [24, 25]. Per quanto riguarda la valutazione quantitativa delle condizioni di lubrificazione, in bibliografia sono reperibili formule di calcolo, sufficientemente convalidate sperimentalmente, che legano i diversi parametri di influenza e consentono di prevedere l'andamento del fenomeno. Tali formule sono brevemente esposte nel seguito e vengono utilizzate per sviluppare un confronto quantitativo fra i vari tipi di protesi.

2.1 Lubrificazione elastoidrodinamica (ELH)

È stata utilizzata la relazione di Hamrock e Dowson (sfera elastica equivalente su un piano rigido):

$$\frac{h_{\min}}{R_x} = 2.789 \left(\frac{\eta u}{E' R_x} \right)^{0.65} \left(\frac{F}{E' R_x^2} \right)^{-0.21}$$

ove la velocità relativa u è data da:

$$u = \frac{u_1 + u_2}{2}$$

essendo u_1 ed u_2 le velocità dei due componenti, e η la viscosità del fluido supposta costante.

L'analisi della lubrificazione elastoidrodinamica nel caso di uno strato sottile di materiale deformabile su un substrato rigido è stato studiato da Dowson ed Yao. In questa analisi, il minimo spessore di film fluido si ricava dalla formula:

$$\frac{h_{\min}}{R_x} = 1.37 \left(\frac{\eta u}{E' R_x} \right)^{0.65} \left(\frac{F}{E' R_x^2} \right)^{-0.19} \left(\frac{d}{R_x} \right)^{0.37}$$

dove d rappresenta lo spessore dello strato deformabile.

2.2 Lubrificazione di "squeeze"

Anche le azioni di "squeeze" contribuiscono allo spessore di film fluido sia nell'articolazione naturale che nelle protesi artificiali. La soluzione del problema nel caso dell'applicazione di carichi dinamici è complessa. Una soluzione semplificata per una sfera rigida su un solido elastico è presentata da Higginson [26]. Il tempo di squeeze è dato da:

$$t = \frac{3\pi\eta a^4}{4F} \left(\frac{1}{h_s^2} - \frac{1}{h_0^2} \right)$$

dove:

t = tempo di squeeze

h_0 = spessore iniziale di fluido

h_s = spessore di fluido al tempo t

Quando lo spessore iniziale è elevato, il tempo di squeeze diventa:

$$t \cong \frac{3\pi\eta a^4}{4F h_s^2}$$

2.3 - Lubrificazione microelastoidrodinamica

L'efficienza dell'azione microelastoidrodinamica dipende principalmente da due fattori: (a) la dimensione della perturbazione generata e (b) la facilità con cui si deformano le asperità.

La deformazione elastica delle asperità (δ) è data dalla formula:

$$\delta = \frac{(1 - \nu^2) \lambda p_a}{\pi E}$$

dove p_a è la perturbazione di pressione (1 MPa) e λ la lunghezza d'onda della superficie sinusoidale (ottenuta filtrando la superficie reale). Il valore di λ è stato ricavato sperimentalmente da uno degli autori effettuando delle misure di rugosità mediante un rugosimetro della Rank Taylor Hobson in dotazione al Dipartimento di Meccanica dell'Università di Roma Tor Vergata.

CONDIZIONI DI CONTATTO

Le condizioni di contatto sono state valutate, in prima approssimazione, nelle protesi rigide, mediante le formule di Hertz. In particolare per il contatto statico fra una sfera e la cavità, il raggio di contatto è stato valutato con la relazione:

$$a = \left(\frac{3FR_x}{2E'} \right)^{1/3}$$

La pressione massima è:

$$p_o = \left(\frac{3F}{2\pi a^2} \right)$$

ove:

$$\frac{1}{E'} = \frac{1}{2} \left(\frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right)$$

dove F rappresenta il carico massimo durante il ciclo del passo, E_1 ed E_2 i moduli elastici della sfera e della coppa rispettivamente ed E' è l'effettivo modulo elastico del modello.

Per le *Cushion form bearings* è stato utilizzato il modello riportato nella fig. 6.

Sono stati trascurati gli effetti della

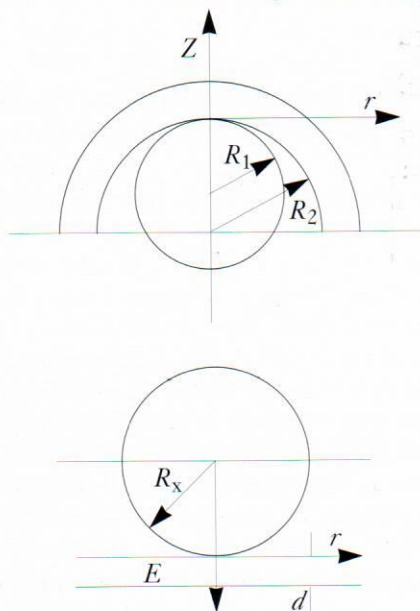


Fig. 6

curvatura dello strato di spessore d . R_1 è il raggio della testa femorale, R_2 quello della coppa, c il gioco radiale, definito $R_x = R_1 R_2 / (R_2 - R_1)$; l'area di contatto è stata estrapolata dai risultati di un lavoro sperimentale [25].

2.4 *Protesi esaminate*

Sono state valutate le diverse condizioni di lubrificazione e contatto che si instaurano nelle protesi dure, tradizionalmente usate, ed i risultati sono stati confrontati con le *Cushion form bearings*; inoltre, per queste ultime, è stato investigato l'effetto delle variazioni dello spessore (d) e del modulo elastico (E) dello strato, il gioco radiale (c) e diametro della testa femorale (D) sullo spessore del film fluido, valutando, quindi, se questo è sufficiente a separare le superfici articolari. In particolare sono stati ricavati i parametri caratterizzanti il funzionamento della protesi: il minimo spessore di film fluido generato dalla lubrificazione elastoidrodinamica ($h_{\min}$), lo spessore di film fluido di squeeze dopo un secondo (h_s), la massima pressione di contatto ($p_{\max}$) e la deformazione elastica delle asperità superficiali durante la lubrificazione microelastoidrodinamica (δ).

La tabella 2 riporta le caratteristiche delle protesi prese in esame e dell'articolazione naturale.

I valori utilizzati sono stati: carico massimo di 2500 N, viscosità del fluido di 0.001 Pa·s ed una velocità relativa (u) di 0.075 m/s. Per le *Cushion form bearings* è stata considerata una testa di 32 mm, uno strato di spessore variabile fra 1 e 3 mm ed un modulo elastico variabile fra 5 e 100 Mpa. La tabella 3 sintetizza i risultati ottenuti per la protesi esaminate relativamente ai seguenti parametri: raggio dell'area di contatto (a), minimo spessore di film fluido ($h_{\min}$), massima pressione di contatto ($p_{\max}$) e spessore del film fluido dopo un secondo (h_s).

	Articolazione Naturale	McKee-Farrar	Muller	Charnley	Cushion bearing
Cotile	Cartilagine	Co-Cr-Mo	UHMWPE	UHMWPE	Poliuretano
testa	Cartilagine	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo	316L	Metallo
R_1 (mm)	23	16	16	11	16
c (mm)	0.5415	0.5	0.25	0.125	0.25
R_x (m)	0.9999	0.528	1.04	0.979	1.04
E_2 (MPa)	16	2.1×10^5	1.4×10^3	1.4×10^3	20
E_1 (MPa)	16	2.1×10^5	2.1×10^5	2.1×10^5	10^5
v_2	0.5	0.3	0.4	0.4	0.5
v_1	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3

Tab. 2

	Articolazione Naturale	McKee-Farrar	Muller	Charnley	Cushion bearing
Cotile	Cartilagine	Co-Cr-Mo	UHMWPE	UHMWPE	Poliuretano
Testa	Cartilagine	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo	316L	Metallo
d (mm)	2	—	—	—	2
a (mm)	15.5	2.05	10.56	10.35	15
$h_{\min}$ (μm)	0.27	0.007	0.075	0.072	0.26
$p_{\max}$ (MPa)	7.85	284.04	10.70	11.14	8.2
h_s (μm)	0.23	0.004	0.111	0.10	0.22
δ (μm)	0.75	0.00001	0.0095	0.0095	0.60

Tab. 3

È stata inoltre valutata l'influenza sui parametri riportati in tabella al variare del gioco radiale c ; in effetti, entro certi limiti, diminuendo il gioco radiale fra testa femorale e coppa acetabolare, è possibile migliorare le prestazioni delle protesi. In ogni caso nell'articolazione naturale e nelle protesi cushion si riscontrano sempre i risultati migliori in termini di spessore di film di fluido e di area di contatto.

È da sottolineare che lo spessore di fluido ($h_{\min}$ ed h_s), è principalmente dipendente dall'area di contatto. Se, infatti, il raggio dell'area di contatto (a) di una protesi di Muller è aumentato a 15 mm, operazione possibile se si riduce il gioco radiale c ad un valore di 0.08 mm, per $h_{\min}$ ed h_s si ottengono i valori di 0.17 μm

e 0.22 μm rispettivamente.

È anche importante osservare l'aumento in spessore minimo di meato che si riscontra passando da una protesi di Charnley ad una di Muller, e questo aumento è unicamente dovuto alla dimensione maggiore della testa femorale. Risulta inoltre evidente il peggiore comportamento delle protesi metallo-metallo (McKee-Farrar) in cui anche agendo sui parametri geometrici i risultati sono sempre insoddisfacenti. Per quanto riguarda le protesi cushion sono stati calcolate le aree di contatto, in funzione del gioco radiale c con il modulo di elasticità e lo spessore dello strato deformabile a parametro (fig. 7a,b), e gli spessori minimi di fluido sempre in funzione dei precedenti parametri (fig 7c,d).

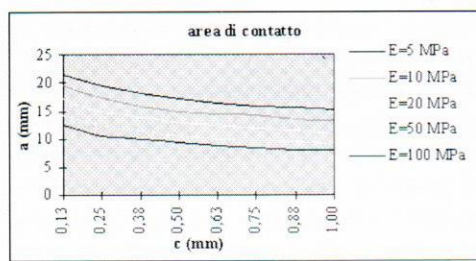


Fig. 7a

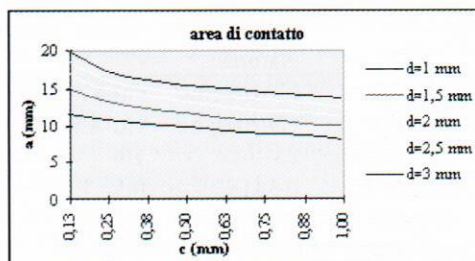


Fig. 7b

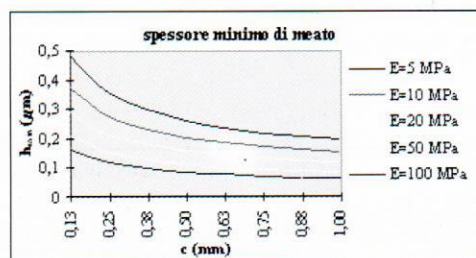


Fig. 7c

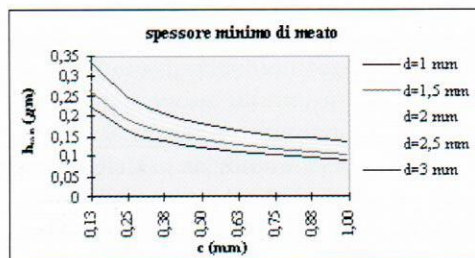


Fig. 7d

Dall'analisi dei grafici è evidente come lo spessore minimo di meato aumenta con il diminuire del gioco radiale e del modulo elastico, e con l'aumentare dello spessore dello strato. In ogni caso lo spessore minimo di meato aumenta all'aumentare dell'area di contatto. Un comportamento analogo è riscontrabile per le azioni di squeeze (spessore di squeeze dopo un secondo), infatti come si vede dall'equazione del tempo di squeeze, lo spessore di fluido è direttamente proporzionale al raggio dell'area di contatto (a^2).

Dalle equazioni e dai relativi grafici riportati è chiaro che la dimensione dell'area di contatto è il fattore che controlla lo spessore di film fluido tra le superfici articolari. Un valore opportuno dell'area di contatto può essere raggiunto attraverso una appropriata selezione delle tre variabili E , d e e .

La protesi cushion ha fornito sempre i risultati migliori, risultati ancor più eclatanti se si considera il meccanismo della lubrificazione microelastoidrodinamica.

Se infatti agendo sui parametri geometrici possiamo ottenere per la protesi Muller valori simili alla cushion, questo vale comunque per valori limite delle la-

vorazioni ottenibili in termini di rugosità. Nelle cushion infatti, dato il basso valore del modulo elastico dello strato di interposizione, è notevolmente più sensibile la deformazione δ delle asperità (schacciamento) durante la fase microelastoidrodinamica; il basso modulo elastico del materiale del cushion form bearings fa sì che si senta molto di più l'azione della lubrificazione microelastoidrodinamica rispetto alla coppa acetabolare di UHMWPE (Muller). L'equazione della deformazione δ mostra chiaramente che la deformazione delle asperità è inversamente proporzionale al modulo elastico del materiale. La deformazione delle asperità per un cushion con E di 20 MPa è di $0.24 \mu\text{m}$ e per una protesi con coppa acetabolare di polietilene ad alta densità è di $0.004 \mu\text{m}$. Con uno spessore di film fluido di $0.22 \mu\text{m}$, la deformazione delle asperità sarà insignificante nella coppa di UHMWPE, al contrario giuocherà un ruolo fondamentale riducendo l'effettiva rugosità superficiale e mantenendo il film fluido tra le due superfici articolari nella coppa del cushion.

3 – ANALISI SPERIMENTALE

DEI PARAMETRI SUPERFICIALI

Al fine di valutare il comportamento tribologico e lo stato di usura dell'insieme testina femorale-coppa acetabolare, sono state effettuate delle misure atte a caratterizzare lo stato superficiale dei due componenti articolari.

Le osservazioni sono state condotte sia su componenti nuovi che su quelli espantati dopo un certo periodo di funzionamento. L'indagine è stata completata con un esame ottico a forte ingrandimento per visualizzare la presenza di eventuali difetti sulle superfici in esame.

In particolare le misure di rugosità sono state effettuate avvalendosi di un rugosimetro munito di tastatore diamantato Form Talysurf della Rank Taylor Hobson, mentre l'indagine visiva è stata effettuata mediante telecamera digitale a forte ingrandimento in grado di visualizzare direttamente su monitor la presenza di eventuali microdifetti.

La testina espantata ha mostrato chiari segni di usura della superficie nelle parti di maggiore contatto, alternate a zone rimaste lucide, ove a causa della frizione la superficie tende a uniformarsi (in pratica è come se fosse avvenuto un "rodaggio"); la testina nuova ha mostrato,

invece, i segni della lavorazione subita (finissima rigatura molto regolare) e delle imperfezioni di lavorazione.

Per completezza di indagine abbiamo osservato con la telecamera e sottoposto al tastatore anche l'inserito polietilenico prelevato dalla sua confezione sterile ed abbiamo verificato che presentava, oltre alla caratteristica striatura concentrica, notevoli irregolarità visibili pure ad occhio nudo dovute al processo di lavorazione mediante asportazione di truciolo.

I valori analizzati con il Rugosimetro sono stati la Rugosità (valore medio degli scostamenti del profilo rispetto alla sua linea media senza tener conto del segno algebrico) e l'Rsk (deviazione del profilo dalla sua linea media; un Rsk positivo indica una predominanza di picchi di superficie mentre un Rsk negativo una predominanza di valli).

Le teste sono state esaminate sia nella zona superiore, sia su quella laterale ove avviene il contatto. L'indagine visiva ha mostrato come nella testa usata siano presenti crateri di usura nella zona di contatto (fig. 8) che evidenziano come anche il componente duro subisca dei danneggiamenti. Per quanto riguarda la rugosità i risultati rilevati sono riportati in tabella 4.

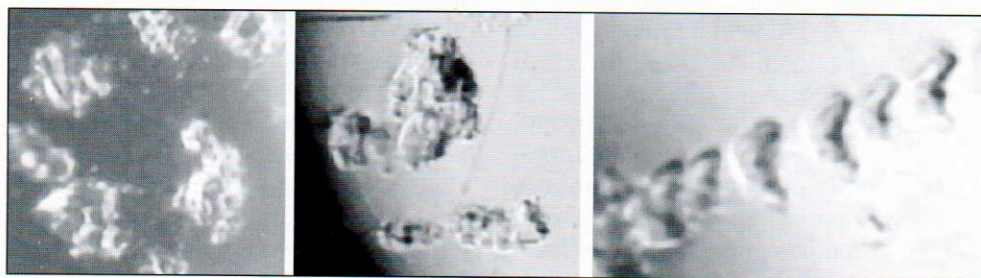


Fig. 8

VALORI DELLA RUGOSITÀ R_a (μm)			
Sfera nuova	Sfera usata	Coppa nuova	Coppa usata
0.0121	0.0095	0.641	1.126

Tab. 4

I bassi valori di rugosità della sfera nuova testimoniano l'accurato processo di lavorazione; per la sfera usata il valore di rugosità viene ulteriormente migliorato, seppure di poco dato il già basso valore, dal "rodaggio" che asporta i picchi fragili più alti. Quello che rimane è il cuore resistente della rugosità che condiziona il comportamento a lungo del componente. I picchi asportati sono però particelle dure che nella movimentazione possono danneggiare per abrasione le superfici come ha infatti evidenziato l'indagine visiva. La rugosità rimanente ha una predominanza di valli (Rsk leggermente negativo) che potrebbe avere un effetto benefico nel trattenere il fluido sulla superficie. Per la coppa in polietilene nuova, date le caratteristiche del materiale, i valori di rugosità sono più elevati ed è inoltre presente una ondulazione del profilo tipica del processo di lavorazione. Nella coppa usata invece l'ondulazione viene attenuata (probabilmente per effetto dello schiacciamento) e peggiorano i valori di rugosità come conseguenza del contatto del polietilene più morbido con le asperità più dure della testa. Da una prima analisi sono stati evidenziati anche difetti di forma dei componenti, di complessa valutazione che saranno oggetto di studio anche in prossimi lavori.

4 - CONCLUSIONI

Dopo una breve descrizione delle modalità di funzionamento delle protesi d'anca e delle problematiche connesse, sulla base dei risultati disponibili è stato valutato il comportamento di alcune fra le protesi oggi utilizzate. I valori ricavati sono stati confrontati con quelli relativi ad una tipologia innovativa, le cushion form bearings. L'analisi, condotta utilizzando formule ed approssimazioni correntemente utilizzate in bibliografia, ha evidenziato come questa ultima presenti sempre un comportamento migliore al variare dei pa-

rametri caratteristici. Resta quindi dimostrato che, da un punto di vista funzionale, la soluzione presentata di recente sembra essere di grande interesse. Solo un'adeguata sperimentazione, anche clinica, può chiarire i limiti di tale interesse. Il lavoro è stato completato con una indagine sperimentale dei parametri superficiali di una protesi nuova ed una espianata che ha permesso di chiarire alcuni meccanismi di usura nonché l'evoluzione dello stato superficiale durante l'uso. Una particolare attenzione è stata dedicata allo studio dei profili per caratterizzare meglio il tipo di usura presente effettivamente. Il lavoro non è esaustivo ma rappresenta un primo step nella valutazione di siffatti componenti.

5 - BIBLIOGRAFIA

- [1] CHARNLEY J.: *Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice*, Springer Verlag, Berlin, 1979
- [2] SMITH-PETERSEN M.N.: *Treatment of morbum coxale senilis*.
- [3] JUDET J., JUDET R.: *The use of artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint*. J. Bone Jt Surg., 32B; 166, 1950.
- [4] MOORE A.T.: *The self-locking metal hip prosthesis*. J. Bone Jt Surg., 39A; 811, 1957.
- [5] THOMSON F.R.: *Two and half years experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis*. J. Bone Jt Surg., 36A; 489, 1954.
- [6] CALDERALE P.M., GARRO A.: *Theoretical analysis of the coupling between hip prosthesis stem and femur*, 1985.
- [7] WALKER P.S., ROBERTON D.D.: *Design and fabrication of cementless hipstems*, Clin. Orthop, 1988, 235, 25-34
- [8] PIPINO F., QUAGLIARELLA L.: *Biomeccanica ortopedica e traumatologica*, UTET, Torino, 1995.

- [9] CRISTOFOLINI L., MCNAMARA B.P., CAPPELLO A., TONI A.: *Mechanical validation of whole bone composite femur models*, J. Biomech., 1996, 29 (4), 525-535
- [10] PIPINO F., CALDERALE P.M.: *A biequatorial acetabular cup for hip prostheses*. Acta Orthop. Belg., 46; 5, 1980.
- [11] KAPANDJI A.I.: *Fisiologia articolare*, Vol. II, Marrapese Ed. Demi, 1980
- [12] WILLIAMS J.F., SVENSSON N.L.: *An experimental stress analysis of the neck of the femur*, Biomed. Eng., 8; 365-372, 1968.
- [13] CALDERALE P.M., CAVATORTA M.P.: *Theoretical evaluation of friction torque and wear rate in arthroprosthetic joints: current state and perspectives*. XXV AIAS National Conference, 1996.
- [14] CALDERALE P.M., CAVATORTA M.P., IEROPOLIO: *La conformità del contatto: limiti di validità della teoria di Hertz mediante analisi FEM non lineare*. XXVI Convegno Nazionale AIAS, Catania 1997
- [15] CHARNLEY J.: *How our joints are lubricated*. Triangle, 1960, 4, 175-180.
- [16] DOWSON D., UNSWORTH A., WRIGHT: *Analysis of boosted lubrication in human joints*, J. Mech. Eng. Sci., 12; 369-374, 1970.
- [17] DOWSON D.: *Engineering at the interface*, Proc. Inst. Mech. Eng., vol. 206, pp. 149-165, 1992.
- [18] NEVELOS A.B., EVANS P.A., HARRISON P., RAINFORTH M.: *Examination of alumina ceramic components from total hip arthroplasties*. J. Engineering in Med., 207; 155, 1993.
- [19] HOLMER P., NIELSEN P.T.: *Fracture of ceramic femoral heads in total hip arthroplasty*. J. Arthroplasty, 8; 567, 1993.
- [20] HALLING J.: *Introduzione alla tribologia*, Tecniche Nuove, 1981.
- [21] LIVERMORE J., ILSTRUP D., MORREY B.: *Effect of femoral head size on wear of polyethylene acetabular component*, J. Bone Jt. Surg., 1990, 72A, 518-528.
- [22] MCCUTCHEN C.W.: *Sponge-hydrostatic and weeping bearings*. Nature, 1959, 184, 1284-1285.
- [23] JONES E.S.: *Joint lubrication*, Lancet, 1936, 1, 1043-1044.
- [24] UNSWORTH A., ROBERTS B., THOMPSON J.C.: *The application of soft layer lubrication to hip prostheses*. J. Bone Jt. Surg., 1981, 63B, 297.
- [25] O'CORROR S., JIN Z.M., DOWSON D., FISHER J., JOBBINS B.: *Determination of contact area in cushion form bearings for artificial hip joints*. J. Engng. Medicine, 1990, 204H, 217-223
- [26] HIGGINSON G.R.: *Squeeze films between compliant solids*. Wear, 1978, 46, 387-395.

SIMBOLI

T	coppia d'attrito
F	coefficiente d'attrito
W	volume particelle prodotte per usura
R_x	raggio sfera
R_1	raggio testa femorale
R_2	raggio coppia acetabolare a raggio
a	area di contatto
F	forza di contatto
E	modulo di elasticità
ν	coefficiente di Poisson
δ	deformazione elastica delle microasperità
η	viscosità del fluido
t	tempo di "squeeze"
h_0	spessore iniziale di fluido
h_s	spessore di fluido al tempo t
c	gioco radiale
p	pressione
u	velocità relativa