

## **La protesi d'anca: quando, perché e come farla** **The Hip Prosthesis: know-how**

Dr. Alessandro Geraci  
Ortopedia e Traumatologia, Palermo.  
E-mail: geracialessandro@libero.it

### **ABSTRACT**

La sostituzione protesica dell'anca è il risultato di un connubio inscindibile tra ingegneria biomeccanica e chirurgia ortopedica; è, insomma, la espressione massima della evoluzione sia della tecnica chirurgica, sia della tribologia dei materiali. Oggi i le protesi a disposizione dell'ortopedico sono molte e differenti per disegno, materiale, rivestimento, tipo di fissazione e meccanica. Questa varietà determina nella scelta esitazione e perplessità, da anni oggetto di dibattiti, discussioni, sperimentazioni. Lo scopo di questo lavoro è quello di illustrare le varie proposte che fino ad oggi si sono fatte e si fanno sul modo di concepire la protesi d'anca nella sua complessa costituzione meccanica e nella sua efficienza anatomica.

**PAROLE CHIAVE:** protesi d'anca, stelo femorale, coppa acetabolare, osteointegrazione.  
**KEYWORDS:** Hip Prosthesis, femoral stem, acetabular cup, osteointegration.

CAPSULA EBURNEA, 1,11: 1-11, 2006.

### **Introduzione**

L'intervento di artroprotesi totale d'anca rappresenta uno dei maggiori successi della moderna ortopedia in grado di rivoluzionare la progressione di numerose patologie invalidanti, garantendo il ripristino della funzionalità articolare, l'abolizione della sintomatologia dolorosa, e in ultimo, non certo per importanza, il miglioramento della qualità di vita dei pazienti.

Grazie al continuo miglioramento delle tecniche chirurgiche, delle caratteristiche degli impianti e della esperienza dei chirurghi, il numero di interventi è in continuo aumento nel nostro Paese come nel resto del mondo.

Protesizzare un'anca significa sostituire l'articolazione coxo-femorale naturale, formata dalla cavità acetabolare e dalla testa del femore, con una articolazione artificiale (fig. 1)

Esistono tre tipi di intervento di sostituzione protesica dell'anca:

1) la sostituzione totale (artroprotesi), che prevede di intervenire su entrambe le componenti articolari, acetabolare e femorale (fig. 2).

2) la sostituzione parziale (endoprotesi), che prevede di mantenere l'acetabolo naturale e di sostituire solo la componente femorale sia con uno stelo intramidollare, sia con una testa di grandezza simile alla testa femorale appena sostituita che si articola direttamente con il cotile anatomico

(fig. 3).

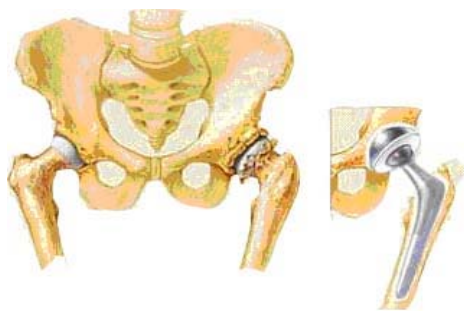
3) il reintervento (revisione) che prevede la sostituzione di una protesi precedentemente impiantata.

In passato le artroprotesi e le endoprotesi venivano fissate nel supporto osseo solo utilizzando un collante, il cosiddetto "cemento" (polimetilmetacrilato); oggi, invece, con lo sviluppo dei materiali e lo studio degli osteoconduttori, il dispositivo artificiale può essere impiantato senza utilizzare il cemento, ma sfruttando la capacità della protesi di far crescere osso sulla sua superficie e negli anfratti della sua forma (1).

### **Epidemiologia**

Ogni anno vengono effettuati in Italia circa 80.000 interventi di sostituzione protesica dell'anca. La tabella 1 riporta la loro suddivisione del tipo di intervento e del numero dei pazienti per anno in Italia (2).

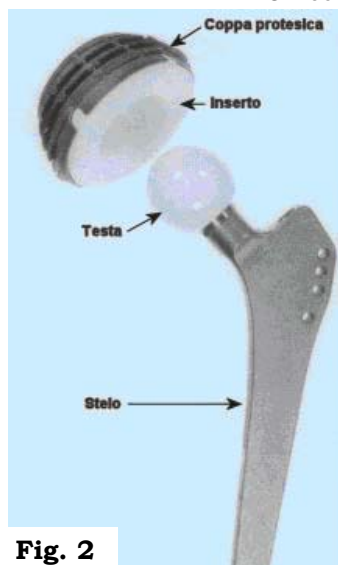
Come si può osservare nella tabella, si registra un andamento crescente del numero degli interventi effettuati annualmente, tendenza certamente dovuta una parte all'aumento dell'aspettativa di vita e alla stretta correlazione che esiste tra l'insorgenza delle patologie articolari dell'anca e l'avanzare dell'età, dall'altra ai continui miglioramenti apportati sia alla tecnica chirurgica, sia alle caratteristiche dei dispositivi impiantati che permettono di effettuare interventi su pazienti sempre



**Fig. 1**

Figura 1: Disegno di anca artrosica monolaterale sostituita con una protesi totale

Figura 2: componenti di una artroprotesi



**Fig. 2**



**Fig. 3**

Figura 3: Disegno di endoprotesi. La testa dello stelo femorale si articola direttamente con l'acetabolo

più giovani.

Nella tabella 2 vengono riportati i dati relativi alla regione Sicilia.

**Anatomia clinica dell'articolazione coxo-femorale**

L'articolazione coxo-femorale, detta anche articolazione dell'anca, è una diartrosi appartenente alla famiglia delle enartrosi (articolazione mobile a forma di sfera con le superfici articolari complementari, una concava e l'altra convessa) che ha per superficie articolare da una parte una superficie sferica e convessa, la testa del femore, dall'altra una superficie sferica e concava,

la cavità cotiloidea o acetabolo dell'osso iliaco.

Le superfici articolari non sono perfettamente corrispondenti; un cerchione fibrocartilagineo (detto labbro glenoideo o cerchione del cotile), disposto sul contorno della cavità cotiloidea a guisa di un anello, provvede ad ampliare la superficie della cavità ed a renderla atta a contenere la testa del femore(fig. 4)

I mezzi di unione tra i due capi articolari (cotile e testa del femore) sono rappresentati dalla capsula articolare, dai tre legamenti di rinforzo, dal legamento rotondo.

Altro importante elemento articolare è rap-

**Tabella 1: numero di interventi di protesizzazione d'anca effettuati in Italia dal 19-99 al 2003 in base al tipo di intervento ( rapporti istisan 05/18 in base alle schede di dimissione ospedaliera)**

Denominazione	1999	2000	2001	2002	2003
sostituzione totale dell'anca	42.198	44.001	45.431	48.531	51.448
Sostituzione parziale dell'anca	19.167	20.267	20.643	21.328	21.030
Revisione di sostituzione dell'anca	5.010	5.421	5.517	5.918	5.951
totale	66.375	69.685	71.591	75.777	78.429

**Tabella 2: numero di interventi di protesizzazione d'anca effettuati Sicilia nel 2002 e 2003 in base al tipo di intervento ( rapporti istisan 05/18 in base alle schede di dimissione ospedaliera)**

Denominazione	2002	2003
sostituzione totale dell'anca	1.851	2.150
Sostituzione parziale dell'anca	1.641	1.630
Revisione di sostituzione dell'anca	197	252
<b>totale</b>	<b>3.689</b>	<b>4.032</b>

presentato dal legamento rotondo (o legamento della testa femorale); esso è una piccola benda fibrosa situata all'interno dell'articolazione; è lunga circa 3-3,5 cm ed è caratterizzato nel suo spessore da una arteriola che irrorla la testa del femore. Questo legamento ha origine dall'incisura acetabolare e dal margine inferiore del legamento trasverso dell'acetabolo e ha termine nella fossetta della testa del femore (fovea capitis).

#### Indicazioni alla protesizzazione d'anca

L'intervento elettivo di protesi d'anca viene praticato principalmente allo scopo di alleviare il dolore, la rigidità, la deformità, la limitazione funzionale causati dalle malattie che colpiscono l'articolazione dell'anca. Sir Charnley, negli anni 70, indicava come soggetto a cui impiantare selettivamente una artroprotesi d'anca il "paziente con età maggiore di 65 anni, sedentario ed affetto da coxartrosi primaria" (3). Da allora di strada se ne è certamente fatta tanta dal punto di vista sia del miglioramento delle tecniche chirurgiche sia dei materiali usati.

Oggi, come già affermato nel 1994 dal Consensus Conference (4) dell'Istituto Nazionale Americano della Sanità, l'indicazione ad una protesi d'anca è rappresentata da "dolore e limitazione funzionale moderati o gravi, associati all'evidenza radiografica di una compromissione articolare, e che non sono stati sostanzialmente modificati da un ciclo completo di tratta-

menti non chirurgici" (5).

Ormai, grazie alla evoluzione della tecnica di revisione, non si guarda al paziente anziano (maggiore di 65 anni) come unico soggetto a cui indicare una protesi d'anca, ma ad una fascia di età molto più larga visto che lo scopo di questa tecnica chirurgica è quello di migliorare la qualità di vita di ogni paziente di qualsiasi età (6).

L'età del paziente, secondo molti, rimane un parametro fondamentale da valutare nel porre l'indicazione all'impianto di artroprotesi d'anca. Infatti la durata delle protesi risulta tuttora limitata nel tempo per la usura dei materiali.

In letteratura si evidenzia come i dati del registro svedese, riferiti agli impianti eseguiti dal 1987 al 1997, abbiano portato alla luce come la percentuale di revisione a 10 anni nei pazienti con età inferiore a 55 anni sia nettamente superiore ai soggetti con una età maggiore. Ecco perché si ritiene che una protesi all'anca sia più indicata nei soggetti con una età maggiore di 60 anni, relativamente indicata nei soggetti tra 50-60anni, indicata in casi particolari in pazienti con età inferiore a 50 anni.

Attualmente le patologie che possono richiedere un artroprotesi di anca si distinguono in:

a) patologie con indicazioni elettive: artrosi primaria e secondaria (7) in stadio avanzato, artrite reumatoide, osteonecrosi asettica della testa del femore, spondilite anchilopoietica, artropatia psoriasica, frattura mediale collo femore in età superiore a 60 anni, lesioni tumorali metastatiche.

b) patologie con indicazioni relative: artrite reumatoide giovanile, malattia Paget, tumori ossei primitivi, frattura mediale collo femore in età minore di 60 anni, esiti artriti (tubercolosi ossea, osteomielite), esiti di artrodesi, displasia dell'anca, fratture dell'acetabolo (8).

Queste cause, sebbene diverse, alterano tutte la struttura morfofunzionale dell'articolazione dell'anca provocando invalidità con dolore, impotenza e zoppia.

Queste caratteristiche semeiologiche possono essere ponderate e quantificate tramite sistemi di valutazione a punteggio che uniscono i risultati di una buona anamnesi ad un corretto esame obiettivo del paziente. Tra queste scale valutative bisogna ricordare: la Womac, l'Harris hip score, la S-F 36 (9).

Alla semeiologia si associa la ricerca ra-

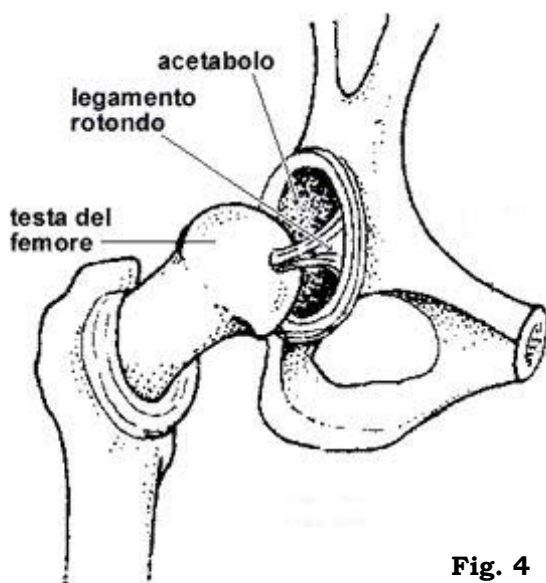


Fig. 4

Figura 4: schema della articolazione dell'anca

diografica dell'articolazione coxo-femorale, che visualizza e consente di studiare le patologie dell'articolazione, evidenziando eventuali alterazioni morfologiche. Per approfondire la ricerca diagnostica vengono in aiuto la TC spirale e la RM che riescono a svelare situazioni anatomiche e/o patologiche non ben distinguibili con la radiografia convenzionale. Per un esempio radiografico di paziente prima e dopo l'intervento, si veda la fig. 5)

### Controindicazioni

Allo stato attuale l'unica controindicazione assoluta all'intervento di artroprotesi d'anca è rappresentata dalla presenza di una infezione attiva sia locale che sistemica.

Le controindicazioni relative, nelle quali solo la presenza di un dolore severo, refrattario a qualsiasi terapia, può giustificare l'intervento sono: una artropatia neurogena (es: artropatia di Charcot) che provoca una atrofia irreversibile dei muscoli dell'anca; un paziente con aspettativa di vita inferiore ad un anno; un paziente con malattia psichiatrica che rende impossibile la collaborazione nel post-operatorio.

### Le protesi

Lo scopo di una articolazione artificiale è quello di realizzare un sistema che, in accordo con la cinetica fisiologica, consenta di sopportare i carichi, minimizzare l'usura e l'attrito, garantendo la necessaria stabilità ed evitando l'insorgere di reazioni dannose nell'organismo (10,11).

Nel progettare, realizzare ed impiantare una protesi d'anca, occorre tenere in considerazione le specifiche anatomiche, funzio-

nali e di biocompatibilità di un tale dispositivo (12). Quindi una protesi d'anca deve:

- a) consentire i gradi di libertà rotazionali permessi dall'articolazione naturale tra femore e bacino;
- b) resistere alla fatica meccanica derivante dall'applicazione ciclica del carico durante il passo. In genere si ritiene che l'articolazione dell'anca sia sottoposta a circa 10 milioni di cicli di carico in 10 anni da un soggetto che conduce una normale attività;
- c) avere delle superfici articolari resistenti all'usura o comunque tali per cui l'usura non produca danni funzionali né induca risposte indesiderate dei tessuti ospiti;
- d) essere fabbricata con materiali biocompatibili nel senso che non devono indurre alterazioni o reazioni indesiderate dei tessuti ospiti, o devono provocare una risposta biologica che favorisca la stabilità meccanica tra protesi e bacino;
- e) garantire la stabilità meccanica delle interfacce sia subito dopo l'impianto (stabilità primaria) sia nel tempo (stabilità secondaria);
- f) avere un corretto modulo elastico, cioè avere una elasticità simile a quella dell'osso ospite perché una elasticità inferiore tende a creare una microinstabilità, mentre una elasticità maggiore porta all'effetto opposto.

L'obiettivo è dunque tentare di ricostruire un'articolazione il più vicino possibile, dal punto di vista biofunzionale, all'acetabolo ed al femore anatomico (13); oggi si ha la possibilità di restituire una funzione articolare "parafisiologica" con una durata nel tempo ancora limitata.

L'intervento di protesizzazione d'anca viene effettuato dal 1960, lungo le vie e le metodiche chirurgiche segnate dal Prof. Sir. Charnley (14). Negli ultimi 40 anni sono stati sviluppati numerosi tipi di componenti acetabolari e femorali, sia per materiali che per forma.

### Componente acetabolare

La scelta della geometria della componente acetabolare deve tenere conto dell'analisi della forma e delle caratteristiche della struttura anatomica che deve ricevere l'impianto. La geometria dell'acetabolo protesico deve essere tale da inserirsi al meglio nell'acetabolo osseo, sia dal punto di vista anatomico, che fisiologico (15). Infatti qualsivoglia impianto protesico articolare



Fig. 5

Figura 5: radiografia di paziente (M 72a) con coxoartrosi avanzata, prima e dopo l'intervento.

altera la distribuzione dei carichi a cui il segmento osseo limitrofo era assoggettato prima dell'impianto stesso; questa alterazione genera processi di rimodellamento osseo ("stress shielding") fisiologicamente determinati a mantenere stabile la protesi e ad evitare la sua mobilizzazione.

Il cotile protesico, dovendosi adattare alla forma emisferica dell'acetabolo anatomico, può avere una forma emisferica, ellissoide o a tronco di cono, a cui si possono aggiungere delle armature di sostegno e delle viti o fitoni per garantire al massimo la stabilità del sistema (16).

Lo spessore della coppa cotiloidea può essere vario e a seconda dello spessore cambia l'angolo di movimento del femore; per esempio un diametro di 32mm implica un angolo di 106°, invece uno di 22mm un angolo di 90° (vedi fig. 6).

Attualmente i materiali più utilizzati sono: 1) il Polietilene Ad Alto Peso Molecolare (UHMWPE). L'UHMWPE è un materiale polimerico di sintesi che ha una elevata resistenza all'usura e all'urto, ha una ottima biocompatibilità e coefficiente di attrito (17). L'esperienza clinica ha tuttavia mostrato che il polietilene subisce in vivo fenomeni di usura (soprattutto quando la testa del femore è di metallo) dell'ordine degli 0,1-0,3 mm/anno in termini di usura lineare (sprofondamento della testa femorale all'interno della coppa acetabolare) o 50-100 mm<sup>3</sup> in termini di usura volumetrica. Nelle componenti protesiche in polietilene l'usura è essenzialmente di tipo abrasivo. L'usura abrasiva si verifica quando i materiali che scorrono l'uno sull'altro (come in una articolazione artificiale) hanno differente durezza, per cui il materiale più duro (es.: metallo e/o ceramica della testa femorale protesica) asporta per sfregamento particelle dell'altro (es.: polietilene

del cotile protesico) (18).

2) la Ceramica (l'alluminia ceramica o lo zircono ceramica). I materiali ceramici presentano aspetti positivi come: la biocompatibilità, la non corrosione, la stabilità (non degradabili nel tempo), la rigidità (sollecitati non sono soggetti a grossi cambiamenti dimensionali), la elevata resistenza all'abrasione. Esistono anche aspetti problematici; infatti le coppe acetabolari in materiale ceramico: sono fragili e possono andare incontro a rottura; tendono a mobilizzarsi se cementate direttamente all'osso del bacino; danno rigidità all'articolazione se accoppiati ad una testa femorale in ceramica. Per superare questi inconvenienti le coppe sono state dotate di un guscio metallico ed di un inserto in UHMWPE tra guscio e coppa.

3) i Metalli. Il metallo che veniva originariamente utilizzato era l'acciaio; questo è stato poi completamente sostituito dalle leghe cromo-cobalto (Co-Cr-Mo e Co-Ni-Cr-Mo) prima, e dal titanio e le sue leghe (es: Ti-Al-Va-64) dopo. Anche il tantalio e il niobio possono essere utilizzati per la realizzazione di impianti cotiloidei, anzi, negli ultimi cinque anni, si sono apprezzati le ottime caratteristiche di biocompatibilità del tantalio. Oggi la maggior parte dei cotili è in lega di titanio. I requisiti che qualsiasi metallo, destinato ad essere impiantato nel corpo umano, deve avere, sono: assenza di fenomeni infiammatori, stabilità dimensionale sotto carico, assenza di corrosione sotto stress, elevato modulo elastico, elevato carico di snervamento tale da sopportare grossi carichi senza grandi deformazioni elastiche e plastiche permanenti (19).

Le coppe acetabolari possono essere di 2 modelli (20): 1) coppe monoblocco (sono cotili costituiti da un'unica struttura o in metallo o in polietilene), 2) coppe modulari

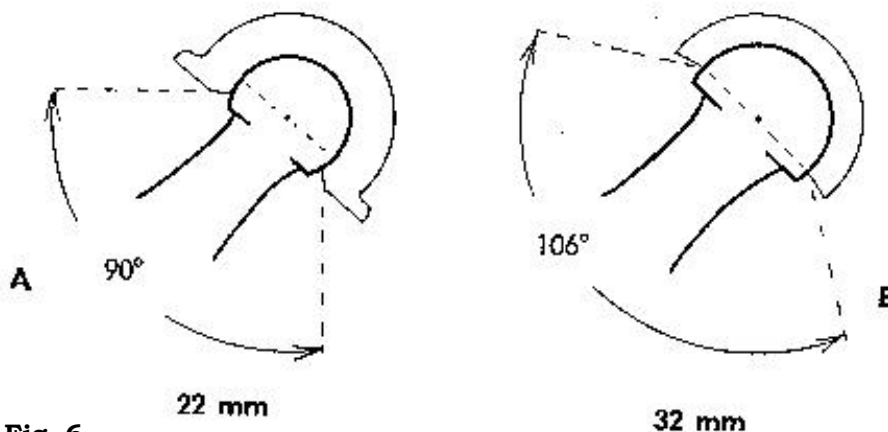


Fig. 6

Figura 6: questa immagine schematica mostra come a seconda dello spessore del cotile, possa cambiare il range dell'angolo dell'articolazione e pertanto del movimento del femore.

(sono cotili formati da due parti: una coppa con rinforzo metallico che si fissa all'osso e che accoglie una coppa interna in polietilene o di ceramica che si articolerà con la testa femorale artificiale).

Gli acetaboli protesici possono essere fissati al bacino tramite:

1) Cementazione: utilizzando come collante il polimetilmetacrilato che ha la doppia funzione di unire la protesi all'osso e di migliorare la distribuzione dei carichi durante gli sforzi che subisce la protesi durante il passo (21). Il vantaggio dell'utilizzo dei cotili cementati è rappresentato dalla stabilità immediata e perfetta dell'impianto; il paziente può, infatti, riprendere immediatamente l'appoggio e la marcia. Si usa la cementazione quando la qualità e quantità dell'osso sono insufficienti a garantire una adeguata stabilità primaria ad un impianto non cementato(es: nel caso dell'osteoporosi severa o dell'artrite reumatoide).

2) Non Cementazione: I cotili non cementati vengono fissati direttamente sulla struttura ossea senza interposizione di alcun materiale cementante. Il principio di questi cotili è quello di ottenere un ancoraggio dell'impianto per ricrescita ossea che avviene nelle anfrattuosità del rivestimento

della superficie della protesi. Il contatto diretto tra osso e protesi crea un legame biologico tra le due componenti in modo che l'osso, una volta accettato il corpo estraneo biocompatibile, lo ritenga parte di sé, lo invada ("bone ingrow") nella superficie esterna diventando così un tutt'uno con la protesi (22-24). Si parla in questo senso di "osteointegrazione" (25). questa modalità di fissazione può essere data tramite (26): o "PREESS-FIT" (cotile pressato con forza nell'acetabolo osseo previa fresatura dello stesso) (27,28); o ESPANSIONE (cotile aperto all'interno della cavità ossea e fissato ad esso tramite delle alette mobili che si infiggono nelle pareti dell'acetabolo); o AVVITAMENTO (il cotile è avvitato all'interno della cavità emisferica dell'acetabolo osseo) (29). Per esempi di cotili protesici, si veda la fig. 7.

#### Componente femorale

La maggior parte delle protesi femorali consiste in una testa femorale protesica e di uno stelo femorale protesico che occupa la cavità midollare della diafisi femorale anatomica.

Attualmente sono in uso solamente steli femorali in metallo (acciaio inossidabile,

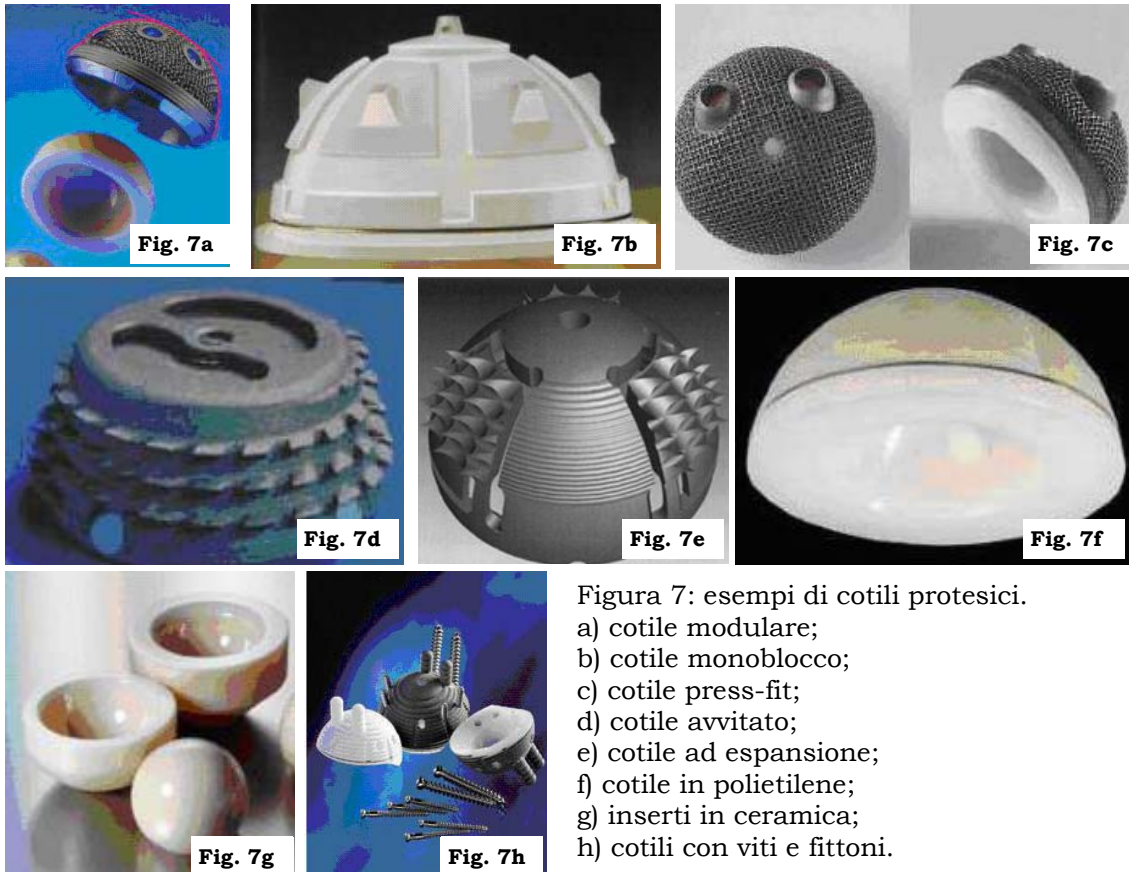


Figura 7: esempi di cotili protesici.

- a) cotile modulare;
- b) cotile monoblocco;
- c) cotile press-fit;
- d) cotile avvitato;
- e) cotile ad espansione;
- f) cotile in polietilene;
- g) inserti in ceramica;
- h) cotili con viti e fittoni.

leghe cromo-cobalto-molibdeno, leghe di titanio) e teste femorali in ceramica o metallo. La superficie dello stelo può essere liscia, quando lo stelo viene cementato alla superficie ossea, o ruvida (perché rivestita da idrossiapatite) quando si vuole osteointegrare biologicamente la protesi all'osso senza interposizione di cemento (30).

Gli steli femorali non si suddividono solo per il materiale o il rivestimento con cui sono formati (31), ma anche e soprattutto per la forma, le dimensioni, la lunghezza, la curvatura, l'antiversione perché si devono adattare al meglio nella diafisi femorale ospite.

Gli steli femorali possono essere: 1) steli monoblocco, quando la testa e lo stelo vengono forgiati in un pezzo unico; 2) steli modulari, quando la protesi femorale è costituita da più parti distinte e separate tra di loro accoppiabili e scegliibili a seconda del caso (fig. 8)

Oggi le protesi femorali più utilizzati sono quelle modulari in cui allo stelo femorale si unisce a livello del suo collo una testina femorale (che imita la testa femorale anatomica) di cui si può scegliere il materiale, il diametro, l'altezza dal collo femorale.

Il diametro della testa può variare considerevolmente da una protesi all'altra; le più usate sono quelle di 22, 24, 26, 28 e 32 mm. Il diametro del collo e della testa sono responsabili dell'entità del contatto tra il collo dello stelo e la coppa. Questo sarà maggiore quando la differenza tra le dimensioni del collo e il diametro della testa sarà lieve. Una grande differenza aumenterà le possibilità di movimento e ridurrà il contatto tra la testa femorale e la rima della coppa. Ridurrà inoltre il rischio dell'usura del polietilene (se la coppa è di polietilene)

Figura 8: in questa immagine vengono mostrati due esempi di steli femorali:

- a) stelo modulare;
- b) stelo monoblocco



**Fig. 8a**



**Fig. 8b**

o del collo (se la coppa è di metallo o ceramica). Limitando il contatto tra il collo e la coppa, si ridurrà anche lo stress meccanico che può determinare una mobilizzazione asettica. Le teste femorali di 22 mm presentano una maggiore tendenza a lussarsi rispetto a quelle di 28 mm e più ancora a quelle di 32 mm.

Di solito ad una testina in metallo si accoppia un inserto cotiloideo in polietilene o metallo; ad una testina in ceramica un inserto in ceramica o polietilene. Anche lo stelo femorale, come il cotile protesico, può essere fissato all'osso tramite cemento o osteointegrazione per le ragioni già menzionate.

Il vantaggio principale dell'utilizzazione di cemento è la qualità eccellente del fissaggio primario (32), in particolare della componente femorale, a condizione che si sia usata una tecnica corretta, come prima ricordato. Inoltre migliora la distribuzione dello stress da carico nell'osso perché aumenta l'area di contatto tra la protesi cementata e l'osso (fig. 9)

Due sono gli svantaggi della protesi cementata. Sono stati riportati, anche se raramente, incidenti cardiopolmonari al momento dell'introduzione del cemento. L'uso di cemento dà origine a due superfici di contatto: tra osso e cemento e tra protesi e cemento. L'elasticità non è la stessa per l'osso, per il cemento e per la protesi, per cui questi materiali non avranno gli stessi micromovimenti a ogni interfaccia (33).

Per avere una buona fissazione senza usare cemento, è essenziale ottenere una buona compenetrazione della protesi con il tessuto osseo (34). Sono necessari vari presupposti perché si verifichi una buona penetrazione di tessuto osseo nella protesi. L'osso deve possedere buone proprietà osteogene, la fissazione primaria deve essere perfetta per limitare i micromovimenti tra l'osso e la protesi e il rivestimento della superficie delle componenti deve permettere la penetrazione del tessuto osseo (35,36) (fig. 9)

Il miglioramento del disegno e del rivestimento delle superfici con l'aggiunta di idrossiapatite ha dato risultati simili a quelli delle protesi cementate. Il numero delle mobilizzazioni sintomatiche dopo 10 anni attualmente si aggira sul 2-4%, ma qualche volta può insorgere dolore nell'anca nei primi 3-6 mesi successivi all'intervento.

**Le protesi ibride**

Per motivi meccanici la fissazione senza cemento dell'acetabolo è più facile di quella della componente femorale senza cemento. Alcuni chirurghi usano metodi di fissazione diversi per la coppa e per la componente femorale. Di solito, la coppa viene fissata senza cemento e lo stelo viene cementato: le protesi di questo tipo sono considerate ibride.

**Pianificazione preoperatoria**

Lo scopo del piano preoperatorio è quello di analizzare il sito su cui si agirà chirurgicamente e in base a questo di scegliere il tipo di protesi da impiantare (37).

Si deve :

- determinare la sede di ancoraggio ideale;
- stabilire il corretto posizionamento della protesi per una buona ricostruzione biomeccanica;
- correggere eventuali dismetrie;
- determinare in linea di massima la taglia della protesi.

A tale scopo bisogna tener conto di:

- un esame radiografico del bacino con anche in proiezione antero-posteriore, a mt. 1,15 di distanza focale;
- un esame radiografico in assiale dell'anca interessata;
- strumenti, quali maschere trasparenti del cotile e dello stelo della protesi (phantoms), pennarelli colorati, carta da ricalco, goniometro (fig. 10)

Sulla radiografia del bacino in proiezione antero-posteriore si disegnano tre linee orizzontali: la linea bisischiatica, la sovracetabolare e la bitrocanterica tra i due piccoli

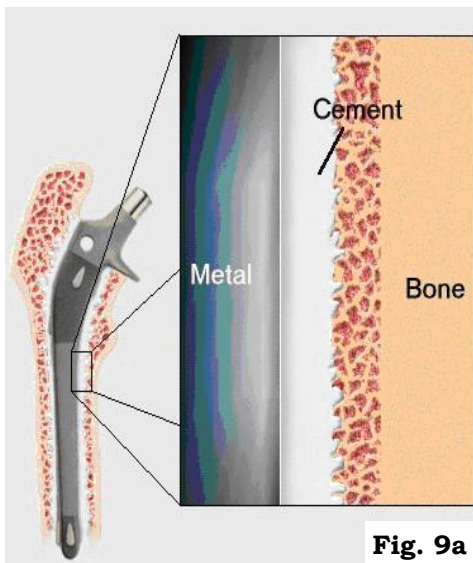
trocantere.

Se le tre linee risultano parallele tra loro, si deduce che non esiste alcuna dismetria. Nel caso in cui tutte e tre le linee risultino tra loro divergenti, la dismetria avrà una origine combinata, determinata sia dalla deformazione cotiloidea sia da quella del collo femorale. Divergenze isolate delle suddette linee orientano verso alterazioni, ora della componente acetabolare, ora del collo femorale.

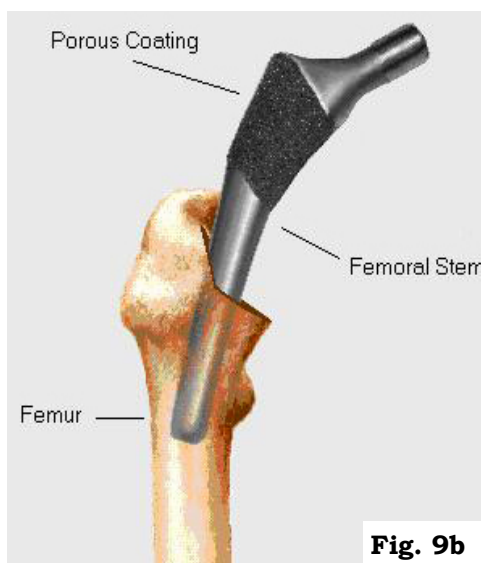
Mediante l'ischiometro di Muller si determina il centro di rotazione della testa femorale controlaterale quando questa è sana, e si quantizza la distanza dalla "U radiologica" (acetabolo radiologico); bisogna, a questo proposito, ricordare che l'immagine a lacrima corrisponde con la sua branca laterale alla corticale della fossa acetabolare al terzo medio-anteriore dell'incisura dell'acetabolo e quella mediale alla corticale della porzione più anteriore della lamina quadrilatera.

Si comprende così quanto sia importante determinare la distanza tra il margine mediale ed inferiore dell'acetabolo e l'immagine a lacrima, al fine di avere una idea di quanto sia possibile scavare il cotile senza rischiare di interrompere la lamina quadrilatera.

Successivamente si prendono in considerazione i parametri clinici e radiografici per scegliere il tipo di protesi da impiantare; i parametri da prendere in esame sono il sesso, l'età, l'indice di Sigh (che determina il grado di osteoporosi) e l'indice morfologico-corticale (I.M.C.). Si decide in questo modo se è possibile utilizzare una protesi a fissazione biologica e, grazie alla determi-



**Fig. 9a**



**Fig. 9b**

Figura 9: in queste immagini vengono mostrati due disegni schematici di due steli, rispettivamente: a) cementati b) non cementati

(web resource from: [www.the-health-pages.com](http://www.the-health-pages.com)).

nazione dell'indice morfo-corticale, si può individuare il tipo di ancoraggio biologico per l'acetabolo e per il femore. L'indice morfo-corticale ci consente di determinare lo spessore delle due corticali e la morfologia del femore. Tale indice è espresso dal rapporto esistente tra distanza delle due corticali esterne (laterali e mediali) a livello del piccolo trocantere e distanza tra le due corticali interne al di sotto del piccolo trocantere.

Molte volte all'indagine radiografica per il "planning pre-operatorio" bisogna associare l'esame TC, soprattutto quando vi sono dei limiti proiettivi dell'esame RX convenzionale. La TC è usata specie nello studio della morfometria acetabolare e del canale diafisario femorale. Per esempio, quando vi è un disformismo acetabolare con spessori irregolari delle pareti dell'acetabolo, la TC è uno strumento utile ed indispensabile nel calcolo dell'angolo di versione del cotile e quindi nella pianificazione del giusto posizionamento chirurgico della componente acetabolare protesica.

Dopo aver studiato e valutato quanto fin qui esposto, mediante l'utilizzo di templates ad ingrandimento, si procede alla scelta della taglia protesica che meglio realizza l'accoppiamento tra il cotile e lo stelo femorale. Si decide ancora il livello di resezione del collo femorale e si calcola la distanza tra apice mediale del collo protesico e la base di impianto del piccolo trocantere. Questa distanza verrà controllata intraoperatoriamente e si deciderà se impiantare

una testina con collo normale, lungo o corto, per recuperare un eventuale accorciamento dell'arto.

Il fine, quindi, è di progettare un intervento che cerchi di riportare l'articolazione dell'anca alle condizioni biomeccaniche precedenti alla patologia che lo ha richiesto.

### Conclusioni

L'attuale conoscenza della chirurgia protesica dell'anca si è sviluppata procedendo lungo le vie tracciate da Sir Charnley (per le protesi cementate d'anca) e dal dott. Branemark (per il concetto dell'osteointegrazione).

Già da molti anni, a livello mondiale, si è concordi sul fatto che a lungo termine il problema più importante delle protesi totali dell'anca risiede nell'allentamento dei cotili cementati, allentamento che si accompagna ad una perdita di tessuto osseo nell'acetabolo.

La mobilizzazione dei cotili cementati può essere di due tipi: biologica (dovuta alla incompatibilità tra osso e cemento) e meccanica (per le caratteristiche fisiche molto diverse tra cemento e protesi). Per questi motivi si è pensato di sviluppare la tecnica di ancoraggio diretto protesi-osso, senza elementi intermediari come il cemento (38).

Il progresso della scienza protesica si esprime soprattutto nella possibilità di sfruttare e favorire la rigenerazione naturale dell'organismo.

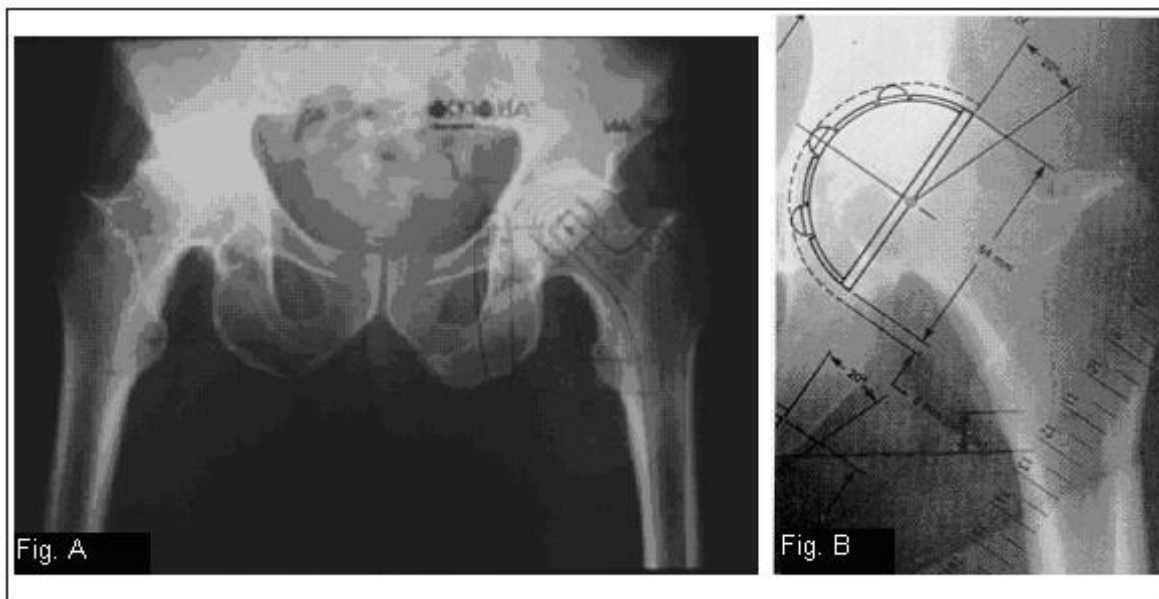


Figura 10: esempio di utilizzo del phantom femorale (fig.A) e del phantom acetabolare (fig. B) in sala operatoria.

La capacità degli impianti non cementati di integrarsi nell'osso è il fattore che ne decreta il successo. Una buona stabilità meccanica primaria costituisce la premessa di una stabilizzazione secondaria per osteointegrazione. Oggi, infatti, si tende ad usare sempre più protesi non cementate, anche in soggetti non giovani e di età superiore ai 65 anni. Lo scopo è quello di rendere la protesi parte integrante del tessuto osseo, evitando di utilizzare il cemento che separa fisicamente la protesi dall'osso e che è soggetto negli anni all'usura, alla fissurazione, alla rottura.

Ma in realtà si è trovata la protesi ideale? Nessuna protesi, dai dati forniti dalla Letteratura, è accreditata del 100% di successo a 10 anni e oltre dall'impianto. Ciò dimostra che la protesi perfetta non esiste. Molta strada si è percorsa nella realizzazione di nuovi impianti, ma il lavoro da compiere è ancora enorme, come enormi sono i progressi che dobbiamo attenderci. Innanzitutto bisogna tenere sotto controllo costante le protesi applicate (follow-up), ricordando che la valutazione di ciascun modello non può essere intesa in modo isolato, ma puntando sul confronto. Il fine è quello di conoscere quale modello, in particolari circostanze note, funzioni meglio di altri.

Occorre infine approfondire le nostre conoscenze a) sulla biologia dell'osso, così da poter, da un lato, migliorare la progettazione dei cotili protesici per adattarli all'osso, dall'altro, intervenire sull'osso in modo da adattarlo alla protesi; b) sulla tribologia dei materiali usati, per cercare, unitamente alla bioingegneria, nuove soluzioni che rispecchino al meglio la dinamica articolare protesica.

### Bibliografia

1. Gallinaro P., Brach del Prever E. - "Fissazione biologica o cementazione ? " GIOT 1994.
2. Rapporti ISTISAN 05/18 Interventi protesi d'anca in Italia, interventi di artroprotesi in Sicilia.
3. Charnley J. - " Low Friction Arthroplasty of the hip: Theory and practice" - sprinter Berlin 1979.
4. N.I.H. (National institutes of health) - Consensus Conference - "Total Hip Replacement" - September 12-14, 1994, Vol. 12, N°5.
5. Mancuso C.A., Renawat C.S., Esdaile

J.M., Johanson N.A., Charlson M.E. - "Indication for total hip and total Knee arthroplasties" - J. Arthroplasty, 1996.

6. Amstutz HC, Clarke IC. Evolution of hip Arthroplasty. In Amstutz HC (Ed.) Hip Arthroplasty, Churchill-livingsone 1994

7. Viladot A., Cohi O., Clavell S. - "Artrosi e protesi dell'apparato locomotore" - Cap. 2 (Biomeccanica dell'arto inferiore) Ed. Verducci 1986.

8. Doubovetzky J. - "Principales indications et suivi des protheses de hanche" - Prescrire 1996.

9. Bellamy N., Buchanan W.W, Goldsmith C.H., Campbell J., Stitt L.W. - "Validation study of WOMAC ; a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with coteoarthritis of hip or Knee " - J. Rheumatol. 15 . 1988.

10. "Total hip replacement". Effective Health Care 1996, Vol. 2.

11. Pipino F., Calderaie P.M. : Byodynamic total hip prothesis. Ital. J. Orthop Traumatol 1987 Sep;13(3):289-297.

12. Fielding JW, Srillwell WT. The evolution of total Hip Arthroplasty. In Stillwell WT (Ed.) "the art of total hip arthroplasty2 Grune and Stratton, 1987.

13. Gabanela M. - "Current Concepts in joint Replacements"- Orlando, dicembre 1998- Abstract book.

14. Charnley J. - "Arthroplasty of the hip: a new operation" - Lancet 1961.

15. Ghibellini F., Ceffa R., Brugo G., Forriera P., - "La componente cotiloidea" - Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia supplemento 1, Vol. XX, fasc. 1, Marzo 94.

16. Morscher E.W., - "Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty" - Clin. Orthop. Rel. Res., 274,1992.

17. Bobyn Dennis J. - "UHMWPE: The Good, Bad, e Ugly. Fixation and Bearing Surfaces for the Next Millennium - Orthopedics, Sept.99, Vol.22. n.9.

18. Costa L., Brach del Prever E. - "UHMWPE for arthroplasty. Il polietilene protesico." - Ed. Minerva Medica-Torino, Gennaio 2000.

19. Nicolais L.,Ambrosio L., Carotenuto G., Guida G., Ronca D., Tranquilli Leali P., Del Torto M. - "Biomateriali" - Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia - supplemento 1, Vol. XX, fasc. 1, Marzo 94.

20. Thanner J. - "The acetabular component in total hip arthroplasty.-Evaluation of different fixation principles." - Acta Orthop Scand 1999, n.70.
21. Tagliabue D., Molteni F. - "Il cotile cementato" - Giornale Italiano Ortopedia e Traumatologia - Vol. XXII, 2° Fasc., Giugno 96.
22. Cristofolini L. - "integrazione osso-protesi nelle artroprotesi d'anca" (1997);, Crit. Rev biomed. Eng. 25:4-5.
23. Curtis M.J., Jinnah R.H. - "The initial stability of uncemented acetabular components." - Bone and Joint Surgery Vol. 74-B HO3 May 1992.
24. Chamay A., Tochantz P. - "Mechanical Influence in bone remodeling-Experimental research on Wolff's Law" - J. Biomech 1972.
25. Branemark P.I. - "Osteointegration and its experimental background"- J. Prosth. Dent. 50, 1983.
26. Engh C.A., Griffin W L., Marx C.L. - "Cementless Acetabular Components" - Journal Bone Joint Surgery. 1992.
27. Morscher E.W., Masar M.D., - "Development and first experience with an uncemented Press-Fit cup" - Clinical Orthopaedics, 232, 1988.
28. Adler E., Stuchin A., Kummer F. - "Stability of Press-fit Acetabular cup" - Journal Arthroplasty, 1992.
29. Alossa E, Massè A, Brach del Prever E, Gallinaro P. - "Cotili protesici avvitati: analisi della sopravvivenza ad otto anni" - GIOT. 1993.
30. Delaunay C., Cazean C., Kapandji - "Cementless to eigh year results with the Zweymuller-Alloclassic prothesis" - International Orthopaedics - (Sicot) 1998.
31. Perugia L., Falez F., Mancini A., Cionotti G. - "Rivestimenti e Superfici" - Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia - supplemento 1, Vol. XX, fasc. 1, Marzo 94.
32. Harris W.H. - "A cement fixation system for total hip arthroplasty" - Clinic Arthrop. 1982.
33. Schmalzrild T. et Al. - "The mechanism of loosening of cemented acetabular component in total hip arthroplasty " - Clin. Orthop. 1992.
34. Cook S.D., Barrack R.L., Thomas K. A., Haddad R.J. - "Quantitative analysis of tissue growth into human porous hip components. - J. Arthroplasty. 1988; 3.
35. Gallinaro P., Brach del Prever E. - "Aspetti tecnologici e clinici dell'interfaccia osso-biomateriale" - Biomateriali 1987.
36. Atti del congresso - "Attualità nella protesizzazione e ri protesizzazione dell'anca senza cemento" - S. Vincent 7-/08/1997.
37. Bellardi G.B., Fontana R. - "Il radiogramma pre-operatorio nell'impianto di Artroprotesi d'anca" - Rassegna tecnica di Radiologia Medica n.33. 1996.
38. Muller M.E. - "Lesson of 30 years of total hip arthroplasty" - clinical Orthopaedics, 274, 1992.