



Gli acetaboli protesici da primo impianto: aspetti storici, modelli a confronto e revisione della letteratura

First implant acetabular components: historical aspects, a comparison of models and a review of the literature

A.E. Salvi*, G. Grappiolo**, G. Moraca**, L. Spotorno**

*Azienda Ospedaliera "Mellino Mellini", Presidio Ospedaliero di Iseo (Brescia), Divisione di Ortopedia e di Traumatologia

**Azienda Ospedaliera Ospedale "Santa Corona" di Pietra Ligure (Savona), Divisione di Chirurgia Protesica e del Reumatismo Articolare, Fondazione "Scienza e Vita"

Sommario

L'articolo descrive le caratteristiche dei più diffusi cotili protesici da primo impianto alla luce della loro evoluzione costruttiva per quanto riguarda le caratteristiche intrinseche, i materiali utilizzati, il comportamento biologico, ed il design. Le versioni esaminate sono le seguenti: avvitalabili a tronco di cono, cotili polietilenici cementati, cotili metal-back cementati, cotili a press-fit rivestiti in idrossiapatite, il cotile ad espansione, cotili per anca displasica e cotili antilusanti. I cotili avvitalabili a tronco di cono acquisiscono presa nell'osso acetabolare attraverso torsione e compressione e la filettatura fornisce maggior stabilità rispetto ad equivalenti modelli provvisti di alette o viti. I cotili polietilenici cementati sono caratterizzati da bassi costi e da buoni risultati, a condizione di rispettare alcuni parametri (presenza di un letto osseo asciutto, pressurizzazione del cemento, applicazione in pazienti anziani e a scarsa attività fisica). I cotili metal-back cementati possiedono caratteristiche simili ai polietilenici, da quali si discostano per la possibilità di poter sostituire la componente polietilenica interna senza necessità di revisionare l'intero cotile. I cotili a press-fit rivestiti in idrossiapatite hanno ovviato alle problematiche delle versioni cementate, quali l'allentamento e la generazione di particolato polietilenico, ottenendo nel contempo un'ottima osteointegrazione. Il cotile ad espansione si auto-stabilizza grazie ad un "effetto memoria" dovuto al meccanismo di contrazione-rilasciamento con cui viene alloggiato, adattandosi ai micromovimenti dell'acetabolo osseo. I cotili per anca displasica sono versioni particolari a diametro ridotto provvisti di appositi ganci a funzione stabilizzatrice, in grado di sistemarsi nel contesto osseo patologico con minima fresatura dello stes-

Abstract

The article describes the features of the most commonly-used acetabular components in first implants in light of development in construction as regards intrinsic features, materials used, biological behavior, and design. The following versions are examined: screwable cone-shaped trunk, cemented polyethylene, cemented metal-back, HA-coated press-fit, expansion, dysplastic hip, and anti-dislocating components. The screwable cone-shaped trunk acetabular component takes hold in the acetabular bone through torsion and compression, and threading provides greater stability as compared to equivalent models that have wings or screws. Cemented polyethylene acetabular components are characterized by low costs and good results, on the condition that some specific parameters are respected (the presence of a dry bone bed, pressurization of the cement, use in elderly patients who do very little physical activity). Cemented metal-back acetabular components have features similar to polyethylene components, from which they differ because of the possibility of being able to substitute the internal polyethylene component without having to revision the entire acetabulum. HA-coated press-fit components have solved the problems encountered in cemented versions, such as loosening and the generation of polyethylene particulate, at the same time obtaining excellent osteointegration. The expansion cup self-stabilizes thanks to a memory effect due to the contraction-relaxation mechanism with which it is lodged, adapting to the micromovements of the acetabulum. Components used in the dysplastic hip are particular versions with a reduced diameter that have specific hooks that provide stabilization, capable of settling in the pathologic bone with minimum reaming of

so. I cotili antilussanti sono speciali modelli provvisti di inserti bipolari oppure di un anello (di plastica o di metallo) che blocca la testina nell'acetabolo protesico, impedendo la sua lussazione.

Parole chiave: anca; protesi d'anca; protesi; acetabolo; cotile; idrossiapatite; revisione; perdita d'osso; complicanze.

La superficie articolare dell'acetabolo è una regione anatomica la cui peculiare morfologia lo rende paragonabile ad un ferro di cavallo.

Il tetto del cotile è provvisto di una flessibilità intrinseca, favorita dalla forma sferica delle branche della superficie triradiata, che gli permette di chiudere i corni nel momento in cui viene posto sotto il carico della testa femorale ponendoli perciò a contatto con quest'ultima²⁹.

La mobilitazione dei corni acetabolari spiegherebbe il motivo che conduce alle migrazioni a settiche dei cotili, un evento che si realizza spesso entro 10 anni dal loro montaggio. Una normale radiografia in proiezione antero-posteriore dimostra la migrazione del cotile protesico attraverso la presenza di radiolucenza (ovvero di riassorbimento osseo) in tre settori dell'acetabolo denominati "Zone di Charnley e DeLee"¹⁷, due dei quali sono corrispondenti ai corni cotiloidei (Fig. 1). Questi ultimi sono sottoposti sia a forze da stress in compressione sia a forze da stress in flessione che spiegano le cause di mobilitazione.

Nello specifico, gli stress predominanti sono dati dalle forze tensorie da flessione che si manifestano a livello dell'osso subcondrale pelvico e i cui effetti sono radiologicamente valutabili nella zona 3 di Charnley e DeLee sotto forma di osteolisi.

Il carico applicato sul cotile protesico comprime direttamente l'osso soprastante creando un sovraccarico meccanico cronico²⁵ e poiché in esso non sono presenti lunghe leve in carico (come avviene invece nello stelo protesico), le forze di piegamento e di rotazione sono notevolmente ridotte.

Tuttavia il cotile protesico tende a mobilizzarsi assai spesso prima dello stelo⁷³ e ciò avviene in quanto il problema fondamentale nella fissazione di un acetabolo protesico risiede nella distribuzione degli stress durante la trasmissione del carico sull'osso.

Perciò, quanto più fedelmente il trasferimento del carico si avvicinerà alla condizione fisiologica iniziale, tanto più facilmente l'osso periprotetico si adatterà e maggiore sarà la durata del neo-impianto nel tempo⁴⁵.

In quest'ambito il comportamento del cotile protesico varierà in funzione delle sue peculiarità costruttive.

Obiettivo dell'articolo è descrivere le differenti caratteristiche dei più diffusi modelli protesici cotiloidei, analizzandoli secondo il comportamento biologico dei materiali, del design e dell'evoluzione che hanno subito nel tempo in funzione del miglioramento dei biomateriali.

the same. Anti-dislocation cups are special models that have bipolar inserts or a ring (plastic or metal) that blocks the head in the prosthetic acetabulum, obstructing its dislocation.

Key words: hip; hip prosthesis; prosthesis; cup; acetabulum; socket; hydroxyapatite; revision; bone deficiency; complications.

The joint surface of the acetabulum is an anatomical region whose particular shape makes it comparable to a horseshoe.

The roof of the acetabulum has intrinsic flexibility, favored by the spherical shape of the branches of the triradiate surface, that allows it to close the horns when it is placed under the loading of the femoral head, when it comes into contact with it²⁹.

Movements of the acetabular horns would explain the reason for the aseptic migration of acetabula, an event that often occurs within 10 years of assembly. A normal X-ray in anteroposterior projection shows migration of the prosthetic acetabulum through the presence of radiolucency (that is, bone resorption) in three sectors of the acetabulum known as Charnley and De Lee zones¹⁷, two of which correspond to the acetabular horns (Fig. 1).

The latter are submitted to stress in compression and stress in flexion thus explaining the causes of loosening.

Specifically, the predominant stress is provided by the tension forces caused by flexion that are manifested at the level of the pelvic subchondral bone and the effects of which can radiographically be evaluated in Charnley and De Lee zone 3 in the form of osteolysis.

Loading applied to the prosthetic acetabular component directly compresses the bone located above, thus producing chronic mechanical overloading²⁵ and as long levers in loading are not present (as instead occurs in the prosthetic stem), the forces of bending and rotation are considerably reduced.

Nonetheless, the prosthetic acetabular component tends to loosen quite often before the stem⁷³ and this happens because the essential problem in the stabilization of a prosthetic acetabular cup resides in the distribution of stress during load transmission on the bone.

Thus, the more the transfer of load comes close to the initial physiological condition, the easier the peri-prosthetic bone will adapt and the greater will be the duration of the neo-implant in time⁴⁵.

Thus, the behavior of the prosthetic acetabular component will vary in relation to its features in construction.

It is the purpose of this study to describe the different features of the most commonly-used acetabular

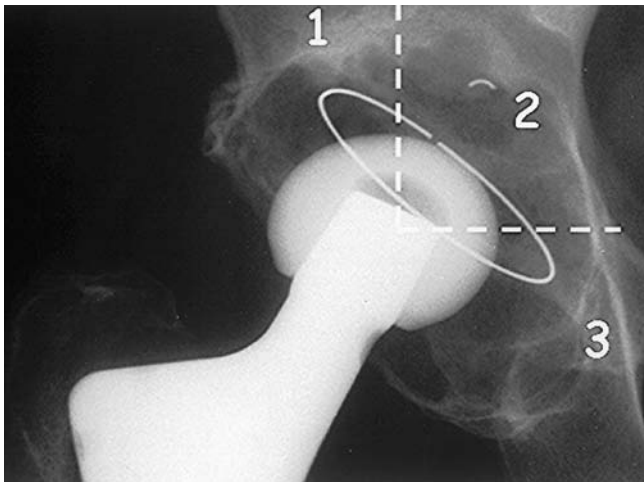


Fig. 1

Le zone di Charnley e DeLee rappresentano aree dell'acetabolo caratterizzate dalle forze a cui il cotile protesico si trova ad essere sottoposto. La zona 1 è posta superiormente ed è soggetta a forze di compressione, la zona 2 è posta a livello intermedio ed è soggetta a forze di compressione e di flessione, la zona 3 è posta inferiormente ed è soggetta a forze di flessione. Queste aree permettono di valutare l'eventuale comparsa di radiolucenza tra osso e cotile (segno di osteolisi) correlandole con le forze sopradescritte ed il possibile malposizionamento o la migrazione del cotile protesico.

The Charnley and DeLee zones represent areas of the acetabulum characterized by the forces that the prosthetic acetabulum undergoes. Zone 1 is located superiorly and it is subject to forces in compression; zone 2 is at the intermediate level and it is subject to forces in compression and flexion; zone 3 is located inferiorly and it is subject to forces in flexion. These areas allow us to evaluate any occurrence of radiolucency between bone and acetabular component (sign of osteolysis) correlating it with the forces described above and the possible malpositioning or the migration of the prosthetic acetabulum.

Oggetto della nostra review sono le seguenti versioni: cotili avvitali a tronco di cono, cotili polietilenici cementati, cotili metal-back cementati, cotili a press-fit rivestiti in idrossiapatite (HA-coated), il cotile ad espansione, cotili per anca displasica e cotili antilussanti.

Cotili avvitali a tronco di cono

Si deve la nascita dei cotili avvitali a tronco di cono (Figg. 2 e 3) sia al sovietico Konstantin Mitrofanovich Sivash (1957)⁶⁶, sia al tedesco Heinz Mittelmeier (1971). Sivash³¹ ideò un modello in CR-CO (metallo-metallo), dotato di profili ad elica profondo 110 millimetri. Le sue dimensioni rendevano indaginata l'introduzione nella cavità acetabolare e perciò già a due anni dalla sua creazione fu sottoposto ad un procedimento di revisione.

Mittelmeier, utilizzando una ceramica porosa in ossido di Alluminio, maggiormente resistente all'usura⁴⁸ ideata dal francese Pierre Boutin (1970)^{6,7} creò una versione (ceramica-ceramica), anch'essa provvista di profili ad elica, che a causa della mancanza di una stabile fissazione tendeva a fratturarsi (fenomeno del "chipping") e a mobilizzarsi precocemente⁶⁵.

components, analyzing them based on the biological behavior of the materials used, design, and their progression in time in relation to improvements in biomaterials. The following acetabular components are taken into consideration: threaded cone-shaped trunk, cemented polyethylene, cemented metal-back, HA-coated press-fit, expansion, dysplastic hip, and anti-dislocating acetabular components.

The threaded cone-shaped trunk acetabulum

The threaded cone-shaped trunk acetabulum (Figs. 2 and 3) is attributed to the Russian Konstantin Mitrofanovich Sivash (1957)⁶⁶ and to the German Heinz Mittelmeier (1971).

Sivash³¹ developed a model made by using CR-CO alloy (metal-metal) that had helicoidal profiles 110 mm deep.

Its size made it difficult to insert in the acetabular cavity and for this reason as early as 2 years after its creation it was submitted to a revision procedure.

Mittelmeier created a version (ceramic-ceramic) also with helical profiles using a porous ceramic made of Aluminium oxide, with greater wear resistance⁴⁸ conceived by Frenchman Pierre Boutin (1970)^{6,7} that due to unstable fixing tended to fracture (chipping) and loosen early⁶⁵.

An alternative approach was attempted by Martin Endler (1982) with his cementless screwable acetabulum, entirely made of polyethylene.

Unfortunately, this material, situated directly in contact with the bone and submitted to frictions of the prosthetic head, underwent the loss of particles³⁶, thus generating important granulomatous reactions and thus loosening of the acetabular cup³⁵.

From the first pioneer attempts several important features of the threaded acetabular component may be observed.

Like all prostheses its success was closely tied to primary osteointegration²⁶.

The first screw-fit cups had a smooth helicoidal profile; when osteointegration did not occur its duration in time was limited²²; a high incidence of groin and thigh pain was also reported⁵¹.

These aspects explain the introduction of porous materials, that from the first Lord prostheses to the most recent ones, have significantly increased mean surface rugosity, from 1.5 microns to 5.0 microns¹⁹. From a biomechanical point of view, the particular design with helicoidal profile has some specific features. Threaded components use torsion and compression in order to take hold in the bone margins of the acetabulum¹.

The transfer of loading is concentrated in the area corresponding to the first and the last thread of the screw, where the layer of subchondral bone is penetrated³⁰.

From these first analyses we understand that the threaded acetabular cup should not be the model of choice when a cemented version is revisioned, as the hardness of the bone, made sclerotic¹⁸ by

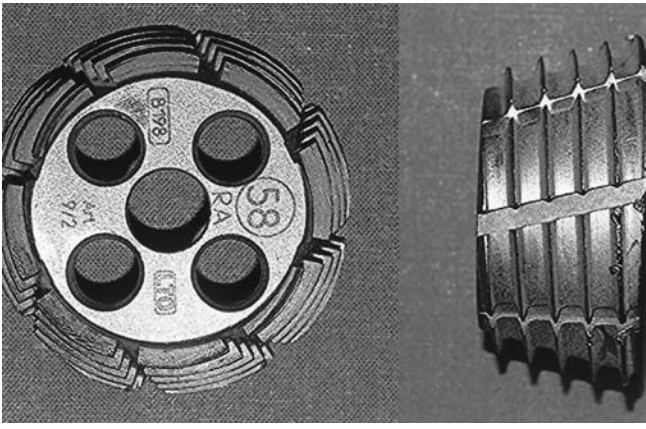


Fig. 2

Un cotile avvitabile a tronco di cono sprovvisto dell'inserito in polietilene. Si nota la presenza dei profili elicoidali che ne permettono l'introduzione per avvitamento all'interno dell'acetabolo osseo.

A screwable cone-shaped trunk component that has no polyethylene insert. Observe the presence of helicoidal profiles that allow for it to be screwed into the bone acetabulum.

Un approccio alternativo venne tentato da Martin Endler (1982) con il suo cotile avvitabile non cementato, realizzato interamente in polietilene.

Purtroppo tale materiale, situato a diretto contatto con l'osso e sottoposto alle frizioni della testina protesica, subiva la perdita di particelle³⁶, generando perciò importanti reazioni granulomatose e quindi la mobilitazione del cotile³⁵.

Dai primi "pionieristici" tentativi si possono delineare alcune importanti caratteristiche del cotile avvitabile.

Analogamente a tutti i modelli protesici, il suo successo è strettamente legato all'osteointegrazione primaria²⁶.

I primi cotili avvitabili erano provvisti di un profilo elicoidale liscio, la cui carenza di osteointegrazione ne limitava la durata nel tempo²², registrando inoltre un'elevata incidenza di dolore inguinale e di coscia⁵¹. Questi aspetti spiegano l'introduzione dei materiali porosi, che dai primi cotili di Lord fino alle attuali versioni hanno subito un aumento significativo della rugosità media superficiale, passando da 1,5 microns a 5,0 microns¹⁹.

Da un punto di vista biomeccanico, il particolare design provvisto di eliche manifesta alcune peculiarità.

I cotili avvitabili utilizzano torsione e compressione al fine di acquisire presa nei margini ossei dell'acetabolo osseo¹.

Il trasferimento del carico si concentra in corrispondenza del primo e dell'ultimo filetto della vite, laddove lo strato di osso subcondrale si trova ad essere penetrato³⁰.

Da queste prime analisi si comprende che il cotile avvitabile non dovrebbe essere il modello di scelta qualora si revisioni una versione cementata, in quanto la durezza dell'osso, reso sclerotico¹⁸ dalla procedura di pressurizzazione del cemento rappresenta un importante ostacolo alla compenetrazione dello stesso da parte dell'elica avvitabile.



Fig. 3

Il cotile avvitabile inserito nell'acetabolo acquisisce presa nelle pareti ossee tramite torsione e compressione.

The screwable cup inserted in the acetabulum takes hold in the bone walls by torsion and compression.

cement pressurization, is an important obstacle to the penetration of the same on the part of the threaded profiles.

Moreover, it should not be chosen if there is exposure of the soft tissues (for example, vessels or nerves) as these may be damaged by rotatory assembly¹⁶. On the contrary, when we are dealing with a first implant, the threading of the component provides greater stability as compared to acetabular models with wings or screws⁴⁰.

Nonetheless, although design with helicoidal spires is particularly suited to biological ingrowth¹², that is, the growth of bone tissue inside the structure, it is difficult to evaluate its progression by X-ray and clinical examination, as there is no direct correlation between X-ray findings and osteointegration of the acetabular cup, nor is there a correlation between X-ray findings and whether or not there is pain.

Thus, what may happen is that X-ray examination shows excellent osteointegration, while microradiographs and histological examination show the pre-

Non dovrebbe inoltre essere scelto qualora vi sia esposizione dei tessuti molli (ad esempio vasi o nervi) in quanto possono essere danneggiati dal suo montaggio rotatorio¹⁶.

Di converso, nel caso di un primo impianto, la filettatura del cotile fornisce una maggior stabilità rispetto ai modelli acetabolari provvisti di alette o di viti⁴⁰. Tuttavia, sebbene il design a spire elicoidali sia particolarmente deputato al "biological ingrowth"¹² ovvero alla crescita di tessuto osseo all'interno della sua struttura, è difficile valutarne l'evoluzione attraverso la radiologia e la clinica, in quanto non vi è una correlazione diretta tra l'aspetto radiografico e l'osteointegrazione del cotile e nemmeno tra l'aspetto radiografico e la presenza o l'assenza di dolore.

Perciò può accadere che l'esame radiografico dimostri un'eccellente osteointegrazione, mentre la micro-radiografia e l'esame istologico mostrino la presenza di tessuto fibroso piuttosto che osseo⁴, ad ulteriore dimostrazione della necessità di un'osteointegrazione primaria ai fini della stabilità del cotile protesico²⁷.

Inoltre sono frequenti casi di dolore all'anca operata in presenza di un cotile protesico stabile e di pazienti completamente asintomatici che alla radiografia presentano un'importante osteolisi⁶⁵, ad indicare che il dolore non è un indicatore affidabile di mobilizzazione del componente acetabolare. In ultimo, i cotili avvitabili, in quanto non cementati, sembrano favorire la formazione di osso eterotopico²⁸. Tale eventualità sarebbe inoltre favorita dall'utilizzo di steli non cementati, potenzialmente in grado di mobilizzare dal canale femorale elevate quantità di bone-debris e di elementi midollari, recanti con sé cellule osteoprogenitrici^{41,52}.

Al fine di evitare la formazione di tessuto osseo eterotopico, è raccomandato l'utilizzo di FANS (soprattutto indometacina), iniziando dall'immediato periodo post-operatorio, in quantità pari a 25 mg per 3 volte al giorno per 6 settimane consecutive⁶¹.

Cotili polietilenici cementati

Il cotile polietilenico (Fig. 4 e 5) è stato ideato da "Sir" John Charnley (1961) e venne inizialmente fissato alla cavità acetabolare con cemento dentale (polimetilmetacrilato -PMMA) fornito da Edward Haboush, un dentista di New York.

Già in quell'epoca emergeva la problematica di una stabile fissazione della componente cotiloidea.

Poiché il polietilene non è visualizzato nelle radiografie, si posizionò nella sua struttura un inserto metallico ("wire-marker") inserito equatorialmente in modo da riconoscere rapidamente la posizione del cotile protesico. Il design è semplice ed efficace: il cotile presenta scanalature circolari lungo la sua superficie la cui funzione è subire la penetrazione del cemento, aumentando in tal modo la stabilità.

Inoltre è provvisto di un anello periferico nel contesto del quale sono ricavati fori semicircolari che permettono la fuoriuscita del cemento residuo durante la procedura di pressurizzazione.

La superficie interna accoglie la testina da 22 mm le cui dimensioni dovrebbero incrementare la durata

sence of fibrous tissue rather than bone tissue⁴ further demonstrating the need for primary osteointegration for the purposes of stability of the prosthesis²⁷.

Furthermore, we frequently observe pain in the hip operated on when a stable prosthesis is present and patients are completely asymptomatic and on X-ray examination present with significant osteolysis⁶⁵, indicating that pain is not a reliable indicator of acetabular component loosening.

Finally, as they are not cemented, threaded components seem to favor the formation of heterotopic bone²⁸. This eventuality would also be favoured by the use of non-cemented pins, potentially capable of mobilising high quantities of bone-debris medullary elements, from the femoral channel, also bringing osteo-progenitor cells^{41,52}.

In order to avoid the formation of heterotopic bone tissue, we recommend using NSAIDS (particularly indomethacin), beginning immediately postsurgery, in quantities equal to 25 mg three times daily for 6 consecutive weeks⁶¹.

Cemented polyethylene acetabular components

The polyethylene cup (Figs. 4 and 5) was invented by "Sir" John Charnley (1961) and was initially stabilized to the acetabular cavity by dental paste (polymethylmethacrylate-PMMA) provided by Edward Haboush, a New York dentist.

The problem of stable fixation of the acetabular component was already an issue.

As the polyethylene is not visualized in X-rays, a metal insert was positioned in its structure (wire-marker) equatorially so as to quickly recognize the position of the prosthesis.

The design was simple and effective: the cup presents circular grooves along its surface the function of which is to undergo penetration of the cement, thus increasing stability. Furthermore, it has a peripheral ring within which semicircular holes can be found that allow the residual cement to emerge during pressurization procedure.

The internal surface encompasses the 22 mm head whose size should augment the duration of the implant (low friction arthroplasty) that is at any rate related to the release of cement or polyethylene particles that provoke bone resorption⁴⁷. The success of the model encouraged alternative versions, among which the Ogee acetabulum (1982) defined "winged" as it has a flanged profile that by obstructing cement from coming out considerably increases pressurization during the polymerization process⁶⁴.

Pressurization, that is, the penetration of the cement in the bone layers, allows for a reduction in loosening of the prosthetic cup, that tends to occur because of the lack of a stable adhesion between the bone cement (made up of hydrophobic resins) and the bone acetabular surface (as the bone is rich in collagen, it has hydrophilic features)⁷³. For primary stability to be obtained, a dry acetabular bone bed is required, that is, one without blood³ and that is cancellous, in order

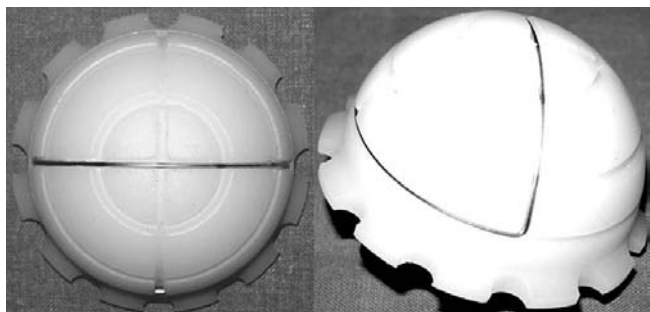


Fig. 4

Un cotile in polietilene. Sono evidenti le scanalature circolari per il bloccaggio col cemento ed i fori periferici semicircolari che permettono l'estrusione del cemento e la presenza dell'inserito metallico ("wire-marker").

A polyethylene cup. Circular grooves can be seen for cement blocking and the semicircular peripheral holes that allow for extrusion of the cement and the presence of the wire-marker.

dell'impianto ("low friction arthroplasty") che è comunque in funzione della liberazione di particelle di cemento o di polietilene che provocano riassorbimento osseo⁴⁷.

Il successo del modello spinse a crearne versioni alternative, tra le quali spicca il cotile di Ogee (1982), definito "alato" in quanto provvisto di un profilo fiancheggiato che, impedendo la fuoriuscita del cemento aumenta notevolmente la sua pressurizzazione durante il processo di polimerizzazione⁶⁴.

La pressurizzazione, ovvero la penetrazione del cemento negli strati ossei, permette di diminuire la mobilizzazione della coppa protesica, che tende a verificarsi per la mancanza di una stabile adesione tra il cemento osseo (costituito da resine idrofobiche) e la superficie acetabolare ossea (essendo l'osso ricco in collagene, esso possiede caratteristiche idrofiliche)⁷³. Affinchè la stabilità primaria sia ottenuta è perciò assai importante la disponibilità di un letto osseo acetabolare asciutto, ovvero privo di sangue³, e spongioso, al fine di favorire il passaggio del cemento negli strati immediatamente soprastanti il fondo cotiloideo, rimuovendo le aree sclerotiche presenti ed affondando completamente la coppa protesica¹⁵⁻⁷¹.

Una metodica spesso utilizzata per favorire la compenetrazione del cemento prima della sua introduzione nell'acetabolo¹⁵ consiste nel realizzare perforazioni multiple nell'osso subcondrale cotiloideo a livello dell'ischio e del pube⁵³, con diametro compreso tra i 5 e gli 8 mm e profondità compresa tra gli 8 e i 10 mm⁵³ ottenendo notevoli resistenze alle forze di torsione (evitando perciò l'instaurarsi di dannosi micro-movimenti), incrementando la distribuzione delle forze di carico e conservando osso²⁰.

Il cemento rappresenta l'elemento determinante nel successo dell'impianto, in quanto deve resistere alle condizioni in cui si viene a trovare il corpo umano, ovvero un'umidità pari al 100% ed una temperatura pari a 37°C. Entrambi i fattori favoriscono l'entrata di acqua, sia in forma liquida sia in forma gassosa, nell'interfaccia cemento-protesi, provocandone la sepa-

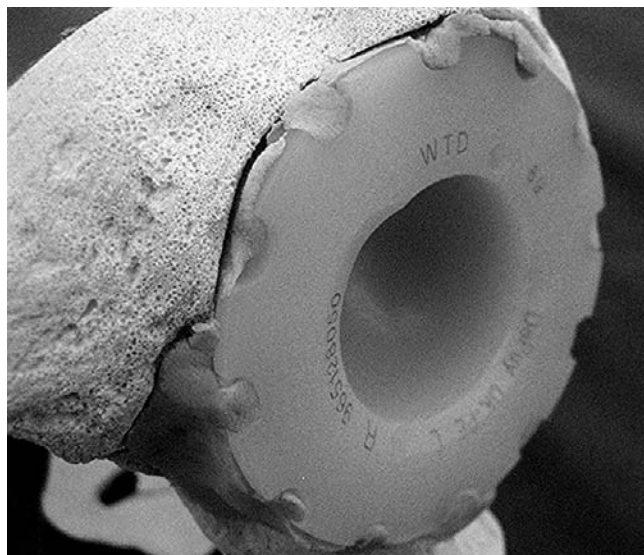


Fig. 5

Il cotile di polietilene inserito e fissato nell'acetabolo osseo mediante cemento. Si nota il riempimento dei fori semicircolari da parte del cemento.

The polyethylene cup inserted and stabilized in the bone acetabulum by cement. Observe filling of the semicircular holes with cement.

to favor the passage of cement in the layers immediately above the acetabular bottom, removing the sclerotic areas present and completely sinking the prosthetic cup¹⁵⁻⁷¹.

One method often adopted to favour the telescoping of the cement before introduction into the acetabulum¹⁵ consists of making multiple perforations in the subchondral cotyloid bone at the level of the ischium and of the pubis⁵³, with a diameter ranging between 5 and 8 mm and a depth of between 8 and 10 mm⁵³; in this way, considerable resistance to torsion forces is obtained, (this preventing the onset of damaging micro-movements) by increasing the distribution of the load forces and by conserving bone²⁰.

The cement represents the determining element in the success of the implant, as it must resist conditions of the human body, that is, humidity equal to 100% and temperature equal to 37°C. Both factors favor the entrance of water, both liquid and gaseous, in the cement-prosthesis interface, causing separation, which in turn is favored by weight-bearing of step²¹. The cemented polyethylene version should not be used in young patients because of the high prosthetic stress due to the greater physical commitment²; it should be used in patients aged 60 or over that have good quality bone, and thus it should be avoided in those with rheumatoid or dysplastic hips, and in all cases of revision where an important amount of bone stock has been lost⁵³.

Some authors suggest not using cement models, not even in revision surgery, in virtue of the high number of acetabular migrations recorded²³.

razione, che è a sua volta favorita dal carico meccanico del passo²¹.

La versione in polietilene cementato non dovrebbe essere usata in pazienti giovani in ragione dell'elevato stress protesico dovuto al maggior impegno fisico² ma è da destinare a pazienti di età pari o superiore ai 60 anni che dispongano di osso di buona qualità, e perciò andrebbe evitata nelle anche reumatoidi o displasiche, ed in tutti quei casi di revisione in cui sia persa un'importante quota di bone-stock⁵³.

Alcuni autori suggeriscono di non utilizzare modelli cementati nemmeno nelle revisioni, in virtù dell'elevato numero di migrazioni cotiloidee registrato²³.

Il miglioramento qualitativo del cemento ed i bassi costi complessivi di fabbricazione rendono il cotile in polietilene un valido dispositivo protesico.

Cotili metal-back cementati

Se si esclude l'iniziale contributo di Philip Wiles (1938), il primo cotile metal-back è stato ideato da George Kenneth McKee (1956) e assicurato all'acetabolo osseo tramite avvitamento. L'introduzione del cemento permise un miglioramento del design del cotile protesico, consentendo allo stesso di essere completamente affondato nella componente ossea e di poter utilizzare quale elemento femorale uno stelo di Thompson⁴². Il nuovo cotile di McKee e Watson-Farrar (1960) era realizzato in lega cromo-cobalto (metallo-metallo), e presentava sulla superficie esterna particolari profili denominati "colonnelle" (studs)³² la cui funzione è incrementare la stabilità e nel contempo aumentare le forze pressorie nell'area di contatto col cemento⁷³.

Tuttavia il "gioco" che si instaurava tra le colonnette e le cavità ricavate nel cemento, dovuto alla non perfetta congruenza della testina con il cotile protesico provocava nel tempo il fallimento dell'impianto.

Il miglioramento dei materiali dovuto alla nascita delle leghe metalliche Vitallium e Zimaloy, dotate di maggior robustezza, portò alla possibilità di revisionare solo l'inserito in polietilene, lasciando in sede la porzione metallica.

Il prototipo di tale evoluzione era il cotile di Richard Harris (1971).

Anche in questa versione si registrava un'alta percentuale di insuccessi, dovuta alla generazione per usura (wear) di particelle di polietilene dell'inserito (liner) che provocavano il riassorbimento del tessuto osseo periferico³⁹.

La presenza del guscio metallico sembra infatti aumentare notevolmente la quantità di particolato polietilenico¹⁰.

Un cotile dal design particolare denominato Metasul, inventato dal tedesco Bernard Weber nel 1988, utilizzava il polietilene come un'interfaccia "ammortizzante" posta tra due componenti metalliche.

Analogamente, l'usura del polietilene ed i cracks che si formavano all'interno del suo guscio erano causa di revisione.

Si deduce perciò che, comunemente ai più diffusi modelli acetabolari, la generazione di particolato polietilenico è il responsabile principale del falli-

Qualitative improvement in cement and low overall cost of manufacturing make the polyethylene acetabulum a valid prosthetic device.

Cemented metal-back acetabular components

If we exclude the initial contribution of Philip Wiles (1938), the first metal back prosthetic head was conceived by George Kenneth McKee (1956) and was secured to the acetabulum by screwing. The introduction of cement permitted an improvement to the design of the prosthetic head, permitting the same to be completely buried in the bone component and the possibility of using a Thompson pin⁴² as the femoral element. The new McKee and Watson-Farrar prosthetic head (1960) was created using a chrome-cobalt (metal-metal), and had special profiles on the external surface called studs³², intended to increase stability and to increase the pressure forces in the contact area with the cement⁷³ at the same time.

Nonetheless, because of the imperfect congruency of the head with the prosthetic acetabulum, in time, the play that occurred between the studs and the cavities in the cement caused failure of the implant.

Improvement in materials thanks to the birth of the metal alloys vitallium and zimaloy, which are stronger, led to the opportunity to revise only the polyethylene insert, leaving the metal portion in site.

The prototype of this evolution was Richard Harris' cup (1971).

In this version, too, there was a high percentage of failures, due to the generation of polyethylene particle wear of the insert (liner) that caused resorption of the peripheral bone tissue³⁹.

The presence of the metal sheath in fact seems to considerably increase the quantity of polyethylene particulate¹⁰.

An acetabular component with a particular design known as Metasul, invented by the German Bernard Weber in 1988, used polyethylene as a shock absorbing interface located between two metal components. Similarly, polyethylene wear and the cracks that were formed inside its sheath were the cause of revision.

Thus, it is believed that in all of the most widely-used acetabular models it is the generation of polyethylene particulate that is mainly responsible for the failure of metal-back models, although another widespread factor is in the ability to acquire good initial stabilization between the cement and the bone⁵³.

HA-coated press-fit acetabular components

The first HA-coated acetabulum (Figs. 6 and 7) was designed by Ronald Furlong in 1983 and officially introduced throughout the world in 1985. This was a ceramic cup coated with hydroxyapatite that was intended to possess osteoconductive properties, that is, bone growth with intimate contact with the prosthetic material.

In truth, over the years, hydroxyapatite has shown such properties, improving bone ingrowth and mechanical stabilization of the implants, illustrated by histology with the presence of mineralization at the bone interface on

mento dei modelli metal-back. sebbene un altro fattore assai diffuso sia la mancata capacità di acquisire una buona fissazione iniziale tra il cemento e l'osso⁵³.

Cotili a press-fit rivestiti in idrossiapatite

Il primo cotile rivestito in idrossiapatite (HA-coated) (Fig. 6 e 7) è stato disegnato da Ronald Furlong nel 1983 ed introdotto ufficialmente a livello mondiale nel 1985. Si trattava di un acetabolo in ceramica rivestita di idrossiapatite che, nell'intenzione del suo ideatore, doveva possedere proprietà osteoconduttive, ovvero di crescita dell'osso ad intimo contatto col materiale protesico.

Effettivamente l'idrossiapatite ha dimostrato negli anni tali proprietà, migliorando il bone ingrowth e la fissazione meccanica degli impianti, illustrati all'istologia con la presenza di mineralizzazione dell'interfaccia ossea sulla superficie protesica ricoperta di idrossiapatite, senza interposizione alcuna di tessuto fibroso¹⁴. Queste caratteristiche hanno permesso ovviare all'allentamento (loosening) che si riscontrava nei cotili cementati⁵⁵, aumentando la stabilità complessiva dell'impianto, diminuendo il numero di linee di radiolucenza⁴⁴ e prevenendo la migrazione delle particelle di polietilene (wear debris), causa fondamentale di osteolisi periprotetica¹³.

Queste peculiarità sono comprensibili analizzando le particolari proprietà biologiche e meccaniche del cotile non cementato. Infatti questo tende ad aumentare sia le sollecitazioni nell'osso subcondrale nel centro dell'acetabolo, sia il carico della spongiosa, assumendo perciò la fisiologia di un normale acetabolo non protesizzato⁷¹.

Questo effetto è dimostrato dall'osteodensitometria TAC-assistita sotto forma di un incremento della densità ossea corticale prossimalmente al cotile protesico dovuta allo stress-shielding del neo-impianto⁶⁰.

Ne risulta che l'osso pelvico risponde favorevolmente ai carichi impostigli da un cotile non cementato, a condizione che il centro di rotazione sia mantenuto



Fig. 6

Un cotile a press-fit rivestito in idrossiapatite sprovvisto dell'inserito in polietilene. Sono visibili il foro di centratura, di diametro maggiore, per la lamina quadrilatera ed i fori per l'inserimento delle viti.

An HA-coated press-fit cup that does not have a polyethylene insert. The centering hole is visible, greater in diameter, for the quadrilateral lamina and the holes to insert the screws.

the prosthetic surface coated with hydroxyapatite, with no interposition of any fibrous tissue¹⁴.

These features have allowed us to avoid loosening that was found in cemented cups⁵⁵, increasing the overall stability of the implant, decreasing the number of radiolucent lines⁴⁴ and obstructing migration of the polyethylene particles (wear debris), the essential cause of periprosthetic osteolysis¹³.

These special features can be understood by analysing the specific biological and mechanical properties of the cementless acetabular component.

In fact, this tends to increase stress in the subchondral bone in the center of the acetabulum, and loading of the cancellous bone, thus assuming the physiology of a normal non-prosthetized acetabulum⁷¹.

This effect is demonstrated by the CT-aided osteodensitometry in the form of an increase in cortical bone density proximal to the prosthetic cup due to the stress-shielding of the neo-implant⁶⁰.



Fig. 7

Il cotile a press-fit inserito nell'acetabolo osseo. Il cotile è orientato in modo che i fori per l'inserimento delle viti siano posti a contatto con l'osso iliaco e con la colonna posteriore.

The press-fit cup inserted in the bone acetabulum. The cup is oriented so that the holes for screw insertion are in contact with the iliac bone and with the posterior column.

o ricondotto nella normale posizione anatomica, e quindi il suo utilizzo può essere esteso alle anche displasiche ed agli acetaboli che manifestino protrusione centrale⁵⁴. Una tecnica talvolta utilizzata per migliorare la stabilità iniziale di questi modelli cotiloidi consiste nel fresare la superficie acetabolare ossea con una fresa di diametro leggermente inferiore (non oltre 1-3 mm) a quello di un cotile protesico "oversize", inserendo quest'ultimo a press fit in modo da sfruttare la deformazione plastica dell'osso.

A sfavore di tale tecnica sono riportati molteplici fallimenti dovuti al verificarsi di fratture acetabolari⁶³.

Un'altra tecnica, spesso utilizzata per incrementare la stabilità del neo-impianto e per favorire quindi il boneingrowth, consiste nel concentrare gli stress di movimento a livello del tetto osseo, inserendo allo scopo apposite viti bicorticali all'interno di fori predisposti nel cotile protesico (generalmente 3), in direzione dell'osso iliaco e/o della colonna posteriore (Fig. 8) 1 ma non nella colonna anteriore al fine di evitare pericolosi coinvolgimenti vascolonervosi⁷⁵ quali ad esempio l'interessamento della vena iliaca e dell'arteria otturatoria.

L'utilizzo delle viti è raccomandato in quei casi in cui l'acetabolo protesico non ottenga una stabilità immediata a "press-fit"³⁷ e che manifesti perciò micromovimenti dannosi per l'osteointegrazione, localizzati mag-



Fig. 8

Una radiografia post-operatoria in proiezione antero-posteriore mostra il corretto posizionamento delle viti nell'osso iliaco (freccia).

Post-operative X-ray in anteroposterior projection shows the correct positioning of the screws in the iliac bone (arrow).

What ensues is that the pelvic bone responds favorably to the load provided by a cementless cup, on the condition that the center of rotation is maintained or led back to the normal anatomical position, and its use may thus also be extended to dysplastic hips and to acetabula that manifest central protrusion⁵⁴.

A method that may at times be used to improve the initial stability of such acetabular models consists in milling the acetabular bone surface with a miller that is slightly less in diameter (not more than 1-3 mm) than that of an oversized prosthetic acetabulum, by inserting the latter by press-fitting so as to take advantage of the plastic deformation of the bone. Against this method are multiple failures due to the occurrence of acetabular fractures⁶³.

Another method, often used to increase the stability of the neo-implant and thus in order to favor boneingrowth consists in concentrating the stress of movement at the level of the bone roof, for this purpose inserting specific bicortical screws inside the holes made in the prosthetic cup (generally three) in the direction of the iliac bone and/or the posterior column (Fig. 8) but not the anterior column in order to avoid dangerous neurovascular involvement⁷⁵ such as that of the iliac vein and of the obturator artery.

The use of screws is recommended in cases where the prosthetic cup does not obtain press-fit stability immediately³⁷ and that thus manifests micromovements that are harmful to osteointegration, mostly localized at the level of the iliac quadrant⁵⁰, being sure not to leave any lodging open to the screws.

In fact, the holes that are not occupied by the screws or, in some acetabular models, by specific screwable cylinders, represent a possible route of passage for the polyethylene particulate⁴⁶, a stimulus for osteolysis which is followed by prosthetic migration.

On the contrary, if good press-fit stability has been obtained, the screws increase stability only minimally⁴⁹. Overall, acetabular models coated in hydroxyapatite represent an excellent means of guaranteeing excellent duration in time.

Expansion acetabular components

The expansion acetabulum or CLS for Cement Less System (Figs. 9 and 10) was invented by Lorenzo Spotorno in 1985.

It is a cementless hemispheric model made entirely in sanded titanium, with 6 wings, each of which in turn having dentated profiles in order to provide further stability⁶⁹.

It is maneuvered with a special instrument that by acting on the flexibility of the wings decreases the size so that it can easily be lodged in the bone acetabulum. Once it has been placed in site, the wings are released and their expansion stabilizes the neo-implant against the bone walls⁴³.

The introduction of a polyethylene insert by screwing further increases peripheral anchoring of the neo-implant.

Its particular design makes it stiffer at the apex and

giormente a livello del quadrante iliaco⁵⁰, sincerandosi di non lasciare aperto alcun alloggiamento per le viti. Infatti i fori non occupati dalle viti o, in certi modelli cotiloidi, da appositi cilindri avvitabili, rappresentano una possibile via di passaggio per il particolato polietilenico⁴⁶, stimolo per l'osteolisi a cui segue la migrazione protesica.

Di converso, qualora sia stata ottenuta una buona stabilità a "press-fit" le viti aumentano solo minimamente la stabilità⁴⁹.

Complessivamente i modelli acetabolari rivestiti in idrossiapatite rappresentano un ottimo dispositivo in grado di garantire un'ottima durata nel tempo.

Cotile ad espansione

Il cotile ad espansione o cotile CLS (Cement Less System) (Figg. 9 e 10) è stato ideato da Lorenzo Spotorno nel 1985.

Si tratta di un modello emisferico non cementato, realizzato interamente in titanio sabbato, provvisto di 6 alette, ciascuna delle quali è a sua volta provvista di profili dentati ad ulteriore funzione stabilizzatrice⁶⁹.

Esso viene manovrato con un apposito strumento che, agendo sull'elasticità delle alette, ne diminuisce la grandezza in modo da poter essere facilmente alloggiato nell'acetabolo osseo.

Una volta posizionato in sede, le alette vengono rilasciate e la loro espansione stabilizza il neo-impianto contro le pareti ossee⁴³.

L'introduzione dell'inserto in polietilene per avvitamento aumenta ulteriormente l'ancoraggio periferico del neo-impianto.

Il suo particolare design lo rende maggiormente rigido all'apice e maggiormente mobile alla periferia, in modo da adattarsi ai micromovimenti dell'acetabolo osseo.

Questa conformazione permette di ridurre al minimo la fresatura dell'acetabolo, ottenendo sia un'ottima stabilità primaria (ovvero quella ottenuta intraoperatoriamente), sia un'ottima stabilità secondaria (ovvero quella ottenuta nel tempo attraverso l'osteointegrazione)¹¹.

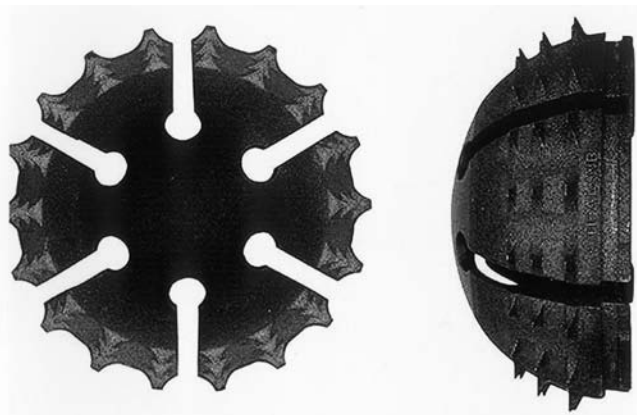


Fig. 9

Il cotile ad espansione sprovvisto dell'inserto in polietilene. Si notano le 6 alette provviste di profili dentati.

The expansion cup without a polyethylene insert. Observe 6 wings with dentated profiles.

more mobile at the periphery, so that it can adapt to micromovements of the bone acetabulum.

This shape allows us to reduce to a minimum reaming of the acetabulum, obtaining excellent primary stability (that is, that obtained intraoperatively) and excellent secondary stability (that is, that obtained in time by means of osteointegration)¹¹. Despite the excellent stability and the considerable amount of osteointegration obtained, the expansion cup can be removed as easily as it is inserted: it is sufficient to unscrew the polyethylene insert with a special instrument and bend some of the wings with the help of a scalpel and a hammer.

As it was conceived to obtain peripheral stabilization, the expansion cup may be used in those particular cases where the poor bone quality and the anatomical conditions are an impediment to the use of a prosthetic solution, such as protrusio acetabuli, Bekhterev



Fig. 10

Il cotile ad espansione provvisto dell'inserto in polietilene inserito nell'acetabolo osseo. Si osserva la stabilità ottenuta dall'espansione del cotile protesico e la penetrazione delle pareti acetabolari da parte dei profili dentati situati sulle alette.

The expansion cup with the polyethylene insert inserted in the bone acetabulum. Observe stability obtained by the expansion cup and penetration of the acetabular walls on the part of the dentated profiles situated on the wings.

Nonostante l'ottima stabilità e l'elevata osteointegrazione ottenuta, il cotile ad espansione può essere asportato con la stessa facilità con cui viene inserito: è sufficiente svitare l'inserito polietilenico con uno strumento appositamente dedicato e piegare qualche aletta con l'ausilio di uno scalpello e di un martello.

Essendo concepito per ottenere una fissazione periferica, il cotile ad espansione può essere utilizzato in quei particolari casi in cui la scadente qualità ossea e le condizioni anatomiche siano di impedimento all'utilizzo di una soluzione protesica, quali la protrusione acetabolare (protrusio acetabuli), la malattia di Bekhterev (spondilite reumatoide), l'artropatia reumatoide e psoriasica⁵⁸.

Essendo in grado di adattarsi elasticamente alle pareti acetabolari, esso trova applicazione anche nel trattamento dei cotili artrosici displasici, registrando elevatissime percentuali di successo⁵⁷.

Di converso, le controindicazioni all'utilizzo del cotile ad espansione sono date dalla mancanza di tetto acetabolare, in quanto si rischia la migrazione pelvica del cotile⁵⁶ e da importanti deficit di bone-stock (Paprosky 2B-2C-3A-3B, G.I.R. 2-3-4), in quanto la presenza di un valido ancoraggio osseo periferico è fondamentale per il successo del cotile.

In questi particolari casi è suggeribile l'adozione di una gabbia acetabolare (Muller, Ganz, Burch-Schneider, Wagner, Kerboull).

Cotili per anca displasica

I cotili per anca displasica hanno rappresentato un'interessante alternativa alle diffuse osteotomie correttive³³.

Le anche displasiche manifestano alcune caratteristiche che ne rendono difficile la protesizzazione, quali ad esempio la presenza di un acetabolo poco profondo con ridotto diametro antero-posteriore⁶², la mancanza di un tetto acetabolare³⁴ ed il detensionamento della muscolatura che si verifica quando la testa femorale lussata "fresa" un neo-cotile (falso acetabolo) prossimalmente al precedente (paleo-cotile o vero acetabolo).

La mancanza di un vero tetto acetabolare viene universalmente compensata con un "augmentation" di osso morcellizzato prelevato dalla testa femorale⁵, mentre il ridotto diametro antero-posteriore viene compensato dall'adozione di appositi cotili per anca displasica (Fig. 11) provvisti di un gancio per il foro ischiatico al fine di prevenirne la migrazione prossimale²⁴ e preformati per accogliere una testina di diametro ridotto.

Molto importante ai fini del risultato finale è il recupero di una corretta tensione muscolare del ventaglio gluteo, perciò, quando il neo-cotile non si trovi eccessivamente distante dal precedente (preferibilmente non oltre i 5 centimetri per evitare stiramenti a carico del nervo sciatico), è possibile protesizzare il paleocotile, tentando di situare il centro di rotazione quanto più distante e mediale possibile⁹.

Con il miglioramento dei materiali e delle tecniche, perfino le forme più severe di displasia possono essere trattate con successo con l'adozione di una soluzione protesica⁸.

disease (rheumatoid spondylitis), rheumatoid and psoriatic arthropathy⁵⁸.

As it is able to flexibly adapt to the acetabular walls, it may also be used for the treatment of dysplastic arthrotic acetabula, recording very high percentages of success⁵⁷.

On the contrary, contraindications to the use of an expansion acetabulum are based on the lack of an acetabular roof, as we risk pelvic migration of the acetabulum⁵⁶ and significant deficit in bone stock (Paprosky 2B, 2C, M3A, 3B, GIR 2-3-4) as the presence of valid peripheral bone anchoring is essential for the success of the acetabular component.

In these particular cases the use of an acetabular cage is suggested (Muller, Ganz, Burch-Schneider, Wagner, Kerboull).

Components used for dysplastic hips

Acetabular components for dysplastic hips have constituted an interesting alternative to widespread corrective osteotomies³³.

Dysplastic hips manifest some features that make their prosthetization difficult, for example, the presence of a shallow acetabulum with a reduced anteroposterior diameter⁶², the lack of an acetabular roof³⁴, and the detensioning of the muscles that occurs when the dislocated femoral head mills a neo-acetabulum (false acetabulum) proximal to the previous one (paleo-acetabulum or true acetabulum). The lack of a real acetabular roof is universally compensated by an augmentation of morcellized bone taken from the femoral head⁵, while the reduced anteroposterior diameter is compensated for by the adoption of specific cups for the dysplastic hip (Fig. 11) that have a hook for

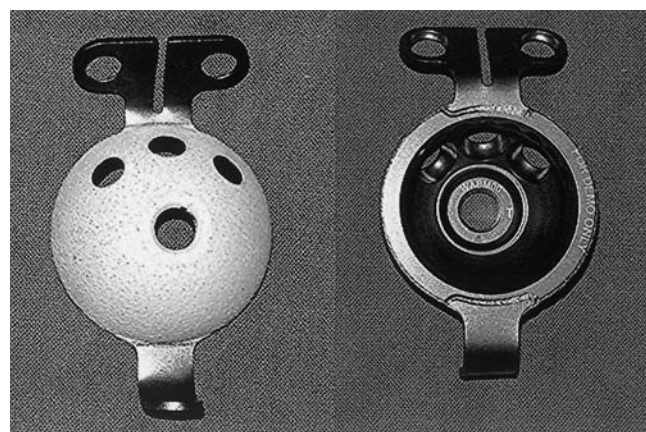


Fig. 11

Un cotile per anca displasica provvisto dell'inserito in polietilene. È visibile il gancio per il foro otturatorio a funzione stabilizzatrice e due alette dotate di fori per un'ulteriore stabilizzazione prossimale all'acetabolo osseo.

An acetabular component for dysplastic hip without a polyethylene insert. The hook for the obturator hole with a stabilizing function and the two wings with holes for further proximal stabilization to the bone acetabulum are visible.

Cotili antilussanti

Il cotile antilussante (o ritentivo) è stato ideato dal sovietico Konstantin Mitrofanovich Sivash nel 1963⁶⁷. I cotili antilussanti (Fig. 12) sono dispositivi analoghi ai cotili tradizionali, dai quali si differenziano per la presenza di un particolare inserto polietilenico bipolare, oppure, come nel modello di Sivash, per la presenza di un anello (di plastica o di metallo) che viene inserito sul collo dello stelo protesico ed avvitato nel cotile protesico⁷¹.

L'anello svolge la funzione di meccanismo di bloccaggio per mantenere la testina protesica in sede³⁸, in modo che le forze che favoriscono la lussazione siano trasferite all'anello o all'insieme osso-protesi.

Il vantaggio biomeccanico così ottenuto lo rende il cotile protesico di scelta nei pazienti affetti da morbo di Parkinson, da emiplegia e da importanti deficit capsulari o della muscolatura abduettrice⁵⁹.

Prima dell'adozione di tale soluzione protesica, non esistevano metodiche in grado di ovviare alle condizioni sopradescritte, mentre attualmente si annota un elevato numero di risultati positivi⁷⁰.

Tuttavia il cotile antilussante non dovrebbe essere l'opzione standard in un primo impianto, in quanto, affinché funzioni è necessaria la presenza di un adeguato bone-stock, rendendosi quindi necessaria l'esecuzione di un planning pre-operatorio, onde evitare un fallimento dovuto ad erronee indicazioni. In ultimo, poiché il suo utilizzo è assai spesso destinato a pazienti anziani, non è noto quali risultati possa ottenere in pazienti giovani, la cui maggior attività fisica potrebbe incrementare la possibilità di un suo fallimento.



Fig. 12

Un cotile antilussante provvisto dell'inserto in polietilene con l'apposito anello. In questa versione l'anello è realizzato in plastica (a sinistra). Si nota all'interno dell'inserto di polietilene lo spessore circolare per l'accoglimento dell'anello.

An anti-dislocating acetabular component with a polyethylene insert with a special ring. In this version the ring is made of plastic (to the left). Observe inside the polyethylene insert the circular thickness to collect the ring.

the ischiatic foramen in order to prevent proximal migration²⁴ and pre-shaped to accept a head that is reduced in diameter. Very important in terms of the final results is recovery of correct muscle tension of the gluteal fan, so that when the neo-acetabulum is not too distant from the previous one (preferably not more than 5 cm in order to avoid stretching of the sciatic nerve) it is possible to prosthetize the paleoacetabulum, attempting to locate the center of rotation as far and as medial as possible⁹.

With improvement in material and methods, even the most severe forms of dysplasia can be successfully treated by using a prosthetic solution⁸.

Anti-dislocating acetabular components

The anti-dislocation (or retention) prosthetic socket was conceived by soviet Konstantin Mitrofanovich Sivash in 1963⁶⁷.

Anti-dislocating components (Fig. 12) are devices that are similar to traditional components, from which they differ because of the presence of a particular bi-polar polyethylene insert, or, as the Sivash model, of the presence of a ring (plastic or metal) that is inserted on the neck of the prosthetic stem and screwed in the prosthetic acetabulum⁷⁰.

The ring acts as a blocking mechanism in order to keep the prosthetic head in site³⁸ so that the forces that favor dislocation are transferred to the ring or to the bone-prosthesis.

The biomechanical advantage obtained thus makes it the prosthetic acetabulum of choice in patients affected with Parkinson's, hemiplegias and significant capsular deficits or of the abductor muscles⁵⁹.

Before this prosthetic solution became available, there were no methods capable of avoiding the above-described conditions, while currently there is a high number of positive results⁷⁰.

Nonetheless, the anti-dislocating acetabulum should not be the standard option in a first implant as the presence of adequate bone stock is required, thus requiring preoperative planning in order to avoid failure caused by erroneous indications.

Finally, because its use is often destined to elderly patients, we do not know what results may be obtained in young patients, whose greater physical activity could increase the chance of failure.

Acknowledgments

The author thanks his friend Guido Grappiolo, Scientific Director of the Foundation "Scienza e Vita" for his valuable collaboration, the Libraries of the Orthopaedic Institute "Gaetano Pini" of Milan, of Trento University and of "Azienda Sanitaria della Provincia Autonoma di Bolzano - Alto Adige" for their bibliographical support.

Ringraziamenti

L'autore ringrazia l'amico Guido Grappiolo, Direttore Scientifico della Fondazione "Scienza e Vita" per la preziosa collaborazione, le Biblioteche dell'Istituto Ortopedico "Gaetano Pini" di Milano, dell'Università degli Studi di Trento e dell'Azienda Sanitaria della Provincia Autonoma di Bolzano - Alto Adige per il supporto bibliografico.

BIBLIOGRAFIA REFERENCES

1. Apel D.M., Smith D.G., Schwartz C.M., Paprosky W.G.: *Threaded cup acetabuloplasty. Early clinical experience*, Clin Orthop Relat Res., 1989 Apr; (241):183-9.
2. Arenas A., Villas C., Valenti J.R., Imizcoz J.L., Canadell J.: *The influence of age on the end-results of the total surgical replacement of the hip*. Rev Med Univ Navarra., 1983 Sep; 27(3):25-9.
3. Bannister G.C., Young S.E., Baker A.S., Mackinnon J.G., Magnusson P.A.: *Control of bleeding in cemented arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br., 1990 May; 72(3):444-6.
4. Boby J.D., Engh C.A., Glassman A.H.: *Radiography and histology of a threaded acetabular implant. One case studied at two years*. J Bone Joint Surg Br., 1988 Mar; 70(2):302-4.
5. Bolder S.B., Melenhorst J., Gardeniers J.W., Slooff T.J., Veth R.P., Schreurs B.W.: *Cemented total hip arthroplasty with impacted morcellized bone-grafts to restore acetabular bone defects in congenital hip dysplasia*. J Arthroplasty, 2001 Dec; 16(8 Suppl 1):164-9.
6. Boutin P.: *Alumina and its use in surgery of the hip. (Experimental study)* Presse Med. 1971 Mar 20; 79(14):639-40.
7. Boutin P., Blanquaert D.: *A study of the mechanical properties of alumina-on-alumina total hip prosthesis (author's transl)*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot., 1981; 67(3):279-87.
8. Buttner-Jan E., Jessen N., Hommel H.: *Acetabular component implantation in coxarthrosis due to dysplasia after high congenital hip dislocation*. Chirur., 2000 Nov; 71(11):1374-9.
9. Carls J., Wirth C.J., Borner C., Pape A.: *Changes of biomechanical parameters in dysplasia of the hip by total hip replacement*. Z Orthop Ilire Grenzgeb., 2002 Sep-Oct; 140(5):527-32.
10. Cates H.E., Faris P.M., Keating E.M., Ritter M.A.: *Polyethylene wear in cemented metalbacked acetabular cups*. J Bone Joint Surg Br., 1993 Mar; 75(2):249-53.
11. Cech O., Dzupa V., Svatos F.: *The uncemented cup of the CLS Spotorno joint endoprosthesis-5-years' results*. Acta Chir Orthop Traumatol Cech., 2001; 68(1):10-7.
12. Chung Y.Y., Kim H.D., Kim K.S.: *Bone ingrowth on a smooth-surfaced hydroxyapatite-coated acetabular cup*. Int Orthop., 2002; 26(5):283-6.
13. Coathup M.J., Blackburn J., Goodship A.E., Cunningham J.L., Smith T., Blunn G.W.: *Role of hydroxyapatite coating in resisting wear particle migration and osteolysis around acetabular components* Biomaterials. 2005 Jul; 26(19):4161-9.
14. Cook S.D., Thomas K.A., Kay J.F., Jarcho M.: *Hydroxyapatite-coated titanium for orthopedic implant applications*. Clin Orthop Relat Res., 1988 Jul; (232):225-43.
15. Crites B.M., Berend M.E., Ritter M.A.: *Technical considerations of cemented acetabular components: a 30-year evaluation*. Clin Orthop Relat Res., 2000 Dec; (381):114-9.
16. Darmanis S., Paviadis D., Papanikolaou A., Apergis E.: *Neurovascular injury during primary total hip arthroplasty caused by a threaded acetabulum cup*. J Arthroplasty., 2004 Jun; 19(4):520-4.
17. DeLee J.G., Charnley J.: *Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res., 1976 Nov-Dec; (121):20-32 2.
18. Effenberger H., Bohm G., Huber M., Lintner F., Rofer H.: *Experimental study of boneimplant contact with a parabolie acetabular component (Hofer-Imhof)*. Arch Orthop Trauma Surg., 2000; 120(3-4):160-5.
19. Effenberger H., Imhof M., Witzel U., Kaelin P., Rieger W.: *Modification of form, material and modularity of threaded acetabulum cups*. Biomed Tech (Berl.), 2002 Jun; 47(6):16975.
20. Eftekhari N.S., Tzitzikalakis G.I.: *Failures and reoperations following low-friction arthroplasty of the hip. A five to fifteen years follow-up study*. Clin Orthop Rel Res, 1986 Oct; (211):65-78.

21. Erli H.J., Marx R., Paar O., Niethard F.U., Weber M., Wirtz D.C.: *Surface pretreatments for medical application of adhesion*. Biomed Eng Online, 2003 Sep 18; 2(1):15.
22. Fernandez-Gonzalez J., Canosa Sevillano X., Garcia-Arapio C.: *Cementless total hip arthroplasty with a threaded acetabular cup*. Int Orthop., 1997; 21(5):327-31.
23. Franzen H., Mjoberg B., Onnerfalt R.: *Early migration of acetabular components revised with cement. A roentgen stereophotogrammetric study*. Clin Orthop Relat Res., 1993 Feb; (287):1314.
24. Gill T.J., Siebenrock E., Oberholzer R., Ganz R.: *Acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: results of the acetabular reinforcement ring with hook*. J Arthroplasty, 1999 Feb; 14(2):131-7.
25. Goodman S.B., Carter D.R.: *Acetabular lucent lines and mechanical stress in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1987; 2(3):219-24.
26. Gouin F., Fechoz F., Passuti N., Sentucq-Rigal J., Bertrand O., Bainvel J.V.: *Acetabulum without cement. Short-term results of a series of 112 threaded cups*. Int Orthop., 1993; 17(2):65-72.
27. Gouin F., Fechoz F., Passuti N., Sentucq-Rigal J., Bertrand O., Bainvel J.V.: *Acetabulum without cement. Short-term results of a series of 112 threaded cups*. Int Orthop., 1993; 17(2):65-72.
28. Goutallier D., Colmar M., Penot P.: *Periprosthetic ossifications of the hip: role of the duration of postoperative indomethacin therapy in the prevention of ossifications and role of screwed acetabulum in the occurrence of ossification*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot., 1993; 79(1):22-8.
29. Greenwald A.S., Haynes D.W.: *Weight-bearing areas in the human hip joint*. J Bone Joint Surg Br., 1972 Feb; 54(1):157-63.
30. Huiskes R.: *Finite element analysis of acetabular reconstruction. Noncemented threaded cups*. Acta Orthop Scand., 1987 Dec; 58(6):620-5.
31. Jansons H.A.: *The development of endoprostheses in the USSR*. Critical Review in Biocompatibility, vol. 3, Issue 2, 1987.
32. Jantsch S., Schwagerl W., Zenz P., Semlitsch M., Fertschak W.: *Long-term results after implantation of McKee-Farrar total hip*. Arch Orthop Trauma Surg., 1991; 110(5):230-7.
33. Kerbouil M.: *General therapeutic indications in congenital hip dislocation in adults*. Acta Orthop Belg., 1990; 56(1 Pt B):407-13.
34. Kobayashi S., Saito N., Nawata M., Horiuchi H., Iorio R., Takaoka K.: *Total hip arthroplasty with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip*. J Bone Joint Surg. Am., 2003 Apr; 85-A(4):615-21.
35. Kolundzic R., Sulentic M., Smerdelj M., Orlie D., Trkulja V.: *Stability of Endler cementless polyethylene acetabular cup: long-term follow-up*. Croat Med J., 2005 Apr; 46(2):261-7.
36. Krugluger J., Eyb R.: *Bone reaction to uncemented threaded polyethylene acetabular components*. Int Orthop., 1993; 17(4):259-65.
37. Kwong L.M., O'Connor D.O., Sedlacek R.C., Krushell R.J., Maloney W.J., Harris W.H.: *A quantitative in vitro assessment of rit and screw fixation on the stability of a cementless hemispherical acetabular component*. J Arthroplasty, 1994 Apr; 9(2):163-70.
38. Lachiewicz P.F., Kelley S.S.: *The use of constrained components in total hip arthroplasty*. J Am Acad Orthop Surg., 2002 Jul-Aug; 10(4):233-8.
39. Lecoq C., Rochwerger A., Curvale G., Groulier P.: *Complications associated with the use of first generation. Rarris-Galante porous-coated acetabular component after a mean follow-up of 7 years*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot., 1999 Nov; 85(7):689-97.
40. Litsky A.S., Pophal S.G.: *Initial mechanical stability of acetabular prostheses*. Orthopedics, 1994 Jan; 17(1):53-7.
41. Maloney W.J., Krushell R.J., Jasty M., Harris W.H.: *Incidence of heterotopic ossification after total hip replacement: effect of the type of fixation of the femoral component*. J Bone Joint Surg Am., 1991 Feb; 73(2):191-3.
42. McKee G.K., Watson-Farrar J.: *Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis*. J Bone Joint Surg Br., 1966 May; 48(2):245-59.
43. Modrego F.J., Molina J.: *Self-expanding cup CLS. 10 years results*. Rev Fac Cien Med Univ Nac Cordoba, 2004; 61(1):7-12.
44. Moilanen T., Stocks G.W., Freeman M.A., Scott G., Goodier W.D., Evans S.J.: *Hydroxyapatite coating of an acetabular prosthesis. Effect on stability*. J Bone Joint Surg Br., 1996 Mar; 78(2):200-5.
45. Morscher E.W., Widmer K.H., Bereiter H., Elke R., Schenk R.: *Cementless socket fixation based on the "press-fit" concept in total hip joint arthroplasty*. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2002; 69(1):8-15.
46. Nashed R.S., Becker D.A., Gustilo R.B.: *Are cementless acetabular components the cause of excess wear and osteolysis*. Clin Orthop Relat Res., 1995 Aug; (317):19-28.
47. Pazzaglia U.E.: *Pathology of the bone-cement interface in loosening of total hip replacement*. Arch Orthop Trauma Surg., 1990; 109(2):83-8.
48. Pipino F.: *Biomateriali ingegneria cellulare e chirurgia computer assistita: new trends in ortopedia*. Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia 2002; 28:132-36.
49. Pitto R.P., Bohner J., Rofineister V.: *Factors affecting the primary stability of acetabular components. An in vitro study*. Biomed Tech (Berl), 1997 Dec; 42(12):363-8.

50. Pitto R.P., Sterzl M., Hohmann D.: *Observations on the initial stability of acetabular components in total hip arthroplasty. An experimental study.* Chir Organi Mov., 1996 Apr-Jun; 81(2):107-18.
51. Puppato F., Engh C.A.: *Comparison of porous-threaded and smooth-threaded acetabular components of identical design. Two- to four-year results.* Clin Orthop Relat Res., 1991 Oct; (271):201-6.
52. Purtill J.J., Eng K., Rothman R.H., Hozack W.J.: *Heterotopic ossification. Incidence in cemented versus cementless total hip arthroplasty.* J Arthroplasty, 1996 Jan; 11(1):58-63.
53. Ranawat C.S., Peters L.E., Umlas M.E.: *Fixation of the acetabular component. The case for cement.* Clin Orthop Relat Res., 1997 Nov; (344):207-15.
54. Ring P.A.: *Uncemented acetabular replacement.* Arch Orthop Trauma Surg., 1983; 101(4):225-9.
55. Ritter M.A.: *Acetabular options.* J Arthroplasty, 2003 Apr; 18(3 Suppl 1):80-1.
56. Rozkydal Z., Janicek P., Deduch J., Hudecek F.: *Complications with the acetabular cup in the CLS total hip joint endoprosthesis.* Acta Chir Orthop Traumatol Cech., 2001; 68(2):85-92.
57. Rozkydal Z., Janicek P., Smid Z.: *Total Hip Replacement with the CLS Expansion Shell and a Structural Femoral Read Autograft for Patients with Congenital Hip Disease.* J Bone Joint Surg Am., 2005 Apr; 87(4):801-7.
58. Rozkydal Z., Kunovsky R.: *Total hip replacement in osteoarthritis with acetabular protrusion.* Acta Chir Orthop Traumatol Cech., 2003; 70(5):296-302.
59. Russin L.A., Sonni A.: *Indications for the use of a constrained THR prosthesis.* Orthop Rev, 1981; 10:81-84.
60. Schmidt R., Muller L., Kress A., Hirschfelder H., Aplas A., Pitto R.P.: *A computed tomography assessment of femoral and acetabular bone changes after total hip arthroplasty.* Int Orthop., 2002; 26(5):299-302.
61. Schmidt S.A., Kjaersgaard-Andersen P., Pedersen N.W., Kristensen S.S., Pedersen P., Nielsen J.B.: *The use of indomethacin to prevent the formation of heterotopic bone after total hip replacement. A randomized, double-blind clinical trial.* J Bone Joint Surg Am., 1988 Jul; 70(6):834-8.
62. Schollner C., Decking J., Eckardt A.: *The Artek cup for total hip replacement of dysplastic hip joints.* Arch Orthop Trauma Surg., 2003 Jul; 123(6):299-304.
63. Sharkey P.F., Hozack W.J., Callaghan J.J., Kim Y.S., Berry D.J., Hanssen A.D., LeWallen D.G.: *Acetabular fracture associated with cementless acetabular component insertion: a report of 13 cases.* J Arthroplasty, 1999 Jun; 14(4):426-31.
64. Shelley P., Wroblewski B.M.: *Socket design and cement pressurisation in the Charnley low-friction arthroplasty.* J Bone Joint Surg Br., 1988 May; 70(3):358-63.
65. Simank K.M., Brocai D.R., Reiser D., Thomsen M., Sabo D., Lukoschek M.: *Middle-term results of threaded acetabular cups. High failure rates five years after surgery.* J Bone Joint Surg Br., 1997 May; 79(3):366-70.
66. Sivash K.M.: *Arthroplasty of the hip joint.* Central Institute for Traumatology and Orthopedics, Moscow 1967.
67. Sivash K.M.: *The development of a total metal prosthesis for the hip joint from a partial joint replacement.* Reconstr Surg Traumatol, 1966; 11:53-62.
68. Snorrason F., Karrholm J., Lowenhielm G., Rietala S.O., Hansson L.I.: *Poor fixation of the Mittelmeier hip prosthesis. A clinical, radiographic, and scintimetric evaluation.* Acta Orthop Scand., 1989 Feb; 60(1):81-5.
69. Spotorno L., Romagnoli S., Ivaldo N., Grappiolo G., Bibbiani E., Blaha DJ., Gruen TA.: *The CLS system. Theoretical concept and results.* Acta Orthop Belg., 1993; 59 Suppl 1:144-8.
70. Su E.P., Pellicci P.M.: *The role of constrained liners in total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res., 2004 Mar; (420):122-9.
71. Thompson M.S., Northmore-Ball M.D., Tanner K.E.: *Effects of acetabular resurfacing component material and fixation on the strain distribution in the pelvis.* Proc Inst Mech Eng [H]. 2002; 216(4):237-45.
72. Volz R.G., Wilson R.J.: *Factors affecting the mechanical stability of the cemented acetabular component in total hip replacement.* J Bone Joint Surg Am., 1977 Jun; 59(4):501-4.
73. Wirtz D.C., Lelgemann B., Jungwirth F., Niethard F.U., Marx R.: *A new method to optimize the adhesion between bone cement and acetabular bone in total hip arthroplasty.* Z Orthop Ihre Grenzgeb., 2003 Mar-Apr; 141(2):209-16.
74. Yew A., Jagatia M., Ensaff H., Jin ZM.: *Analysis of contact mechanics in McKee-Farrar metal-on-metal hip implants.* Proc Inst Mech Eng [H]. 2003; 217(5):333-40.
75. Yuen L.H., Ishaque M.A., Narvani A.A., Wilson L.F., Tsiridis E.: *L5 radiculopathy secondary to intrapelvic placement of acetabular cup fixation screw.* J Spinal Disord Tech., 2005 Feb; 18(1):102-5.

Autore Corrispondente

Dr. Andrea Salvi
Via Cipro, 30
25124 Brescia - ITALY
Tel.: 030-220652; 347-4485570
e-mail: andreasalvi@bresciaonline.it

