

Risultati a breve termine nell'utilizzo di protesi d'anca custom made non cementate

Short term results of uncemented custom made hip prostheses

S. Cigni
A. Tarenzi
M. Strani
D. Rovati

RIASSUNTO

Lo sviluppo delle tecniche di protesizzazione dell'anca ha permesso di ottenere ottimi risultati nella maggior parte dei pazienti. Esistono però casi particolari nei quali la conformazione dell'anca non permette il posizionamento di una protesi standard. Tale evenienza è riscontrabile in quei pazienti che presentino esiti di malattie pregresse o deformità conseguenti a displasia congenita dell'anca, morbo di Paget, postumi di patologie metaboliche dello scheletro o esiti di interventi chirurgici. In tali casi l'impianto di una protesi su misura permette di effettuare l'intervento garantendo una lunga durata della protesi stessa ed un veloce recupero funzionale anche in assenza di cementazione. In questo lavoro presentiamo i risultati a breve termine dell'impianto di 12 protesi di anca su misura in una serie di 11 pazienti affetti da dismorfismi dell'anca di varia natura. Il risultato clinico (HSS score) è stato positivo in 9 casi, scarso in 2 pazienti e cattivo in un caso per riattivazione di un processo settico locale. I risultati radiografici sono stati positivi in 11 casi su 12. Nonostante la difficoltà di tale chirurgia e la comparsa di alcune complicanze, riteniamo positiva la nostra esperienza preliminare e auspichiamo una valutazione a lungo termine per la verifica dei risultati a distanza.

Parole chiave: anca, protesi, personalizzata

SUMMARY

Hip prosthesis technical development allows good results in most of the patients undergoing this surgery. In some patients traditional hip prosthesis are not possible to implant because of their particular hip anatomical conformation. These patients usually show previous pathologies relating complications or bone deformity following hip congenital dysplasia, Paget disease, skeletal metabolic diseases or surgical procedures complications. In these cases the surgeon is allowed to perform hip prosthetic substitution using custom made non cemented implants showing good long term results and an early functional recovery. We present our short term results of 12 custom made hip prosthesis implanted in 11 patients with various kinds of dismorphic hip. Clinical results were evaluated using HSS score: they were good-excellent in 9 cases, poor in 2 cases and bad in 1 patient due to reactivation of a septic local process. Radiographic results were positive in 11 cases. Custom made prosthetic surgery is difficult and may cause a lot of complications, but we think our clinical results as positive finding at the same time useful and interesting a long term evaluation.

Divisione OT, Ospedale Civile
di Varzi, ASL Pavia

Lavoro presentato all'87°
Congresso Nazionale S.I.O.T. di
Venezia (20-24 ottobre 2002).

Ricevuto il 6 dicembre 2002
Accettato il 19 dicembre 2002

Keywords: hip, prosthesis, custom made

INTRODUZIONE

L'utilizzo ormai routinario dell'intervento di protesizzazione totale dell'anca pone i presupposti per un continuo miglioramento tecnologico e chirurgico alla ricerca dell'ottimizzazione della tecnica di impianto. I numerosi modelli di protesi disponibili sul mercato offrono la possibilità di adattare l'impianto alle caratteristiche fisiche ed anatomiche del paziente. Esistono però "anche difficili" che necessitano di un accurato studio preoperatorio che permetta di poter affrontare le difficoltà tecniche del caso. Tralasciando i casi di revisione per loosening protesico e focalizzando l'attenzione su coloro che si sottopongono ad un primo impianto, possiamo individuare tali casi nei pazienti affetti da esiti di displasia congenita di anca o di malattie metaboliche giovanili (per esempio rachitismo) che alterano la normale anatomia del complesso femoro-acetabolare. L'impianto di una protesi standard in questi soggetti, spesso appartenenti ad una classe di età inferiore a quella che normalmente si sottopone a tale intervento, non garantirebbe la stabilità necessaria ad una lunga durata nel tempo della protesi stessa. Da qui la necessità di ricercare il migliore fit possibile della protesi, anche in relazione al fatto che l'impianto viene frequentemente eseguito senza l'utilizzo del cemento, data l'età dei pazienti. Per tali motivi il chirurgo può optare per l'utilizzo di una protesi personalizzata, realizzata dopo un accurato studio della morfologia del canale femorale e del cotile e prodotta in un unico modello in base alle specifiche del singolo paziente. Tale procedura dovrebbe permettere una maggiore durata della protesi riducendo altresì la percentuale di complicanze.

MATERIALI E METODI

Dal giugno 1998 all'aprile 2002 abbiamo eseguito 12 impianti custom made (4 Euros e 8 Symbios) di anca in 11 pazienti (10 pazienti di sesso femminile ed uno di sesso maschile; una paziente è stata protesizzata bilateralmente). L'età media è stata di 56,7 anni \pm 17 (età massima: 82 anni; età minima: 21 anni), inferiore a quella dei pazienti che solitamente vengono protesizzati all'anca. Il follow up medio è stato di 24,5 mesi \pm 18,11 (massimo: 52 mesi; minimo: 6 mesi). Sono state posizionate 8 com-

ponenti protesiche destre e 4 sinistre. Le indicazioni sono state: 1 caso di grave coxartrosi in esiti di rachitismo (Fig. 1 a, b; Fig. 2 a, b), 1 caso di coxartrosi in morbo di Paget, 5 casi di coxartrosi in esiti di displasia congenita di anca (di cui quello riportato in Figura 3a e 3b reduce da sedici interventi correttivi di osteotomia di femore e bacino con correzione associata delle parti molli), 1 caso di coxartrosi posttraumatica (frattura del femore esitata in pseudoartrosi), 1 mobilizzazione di protesi d'anca (a 26 mesi dall'intervento) in esiti di displasia congenita di anca, 1 caso esito di rimozione di artroprotesi infetta (intervento secondo Girdlestone come da Figura 4a, 4b e 4c), 1 esito di rimozione di endoprotesi infetta, 1 caso di coxartrosi primaria. Ogni paziente è stato sottoposto ad esami strumentali che hanno permesso lo studio e la ricostruzione tridimensionale computerizzata dell'anatomia coxo-femorale; in base a tali dati la ditta costruttrice ha realizzato la protesi. L'anestesia è stata, quando possibile, di tipo spinale selettivo; è stata utilizzata la narcosi nei casi di deformità vertebrale (per esempio nella paziente portatrice di esiti di rachitismo). In 8 casi è stata eseguita una via di accesso transglutea secondo Bauer; in 4 casi un accesso secondo Gibson-Moore. In tutti i pazienti il cotile, con inserto polietilenico (in 11 casi) o ceramico (in un caso) è stato fissato all'acetabolo con viti posizionate in sede superiore e supero-esterna, in numero variabile da 2 a 4. In 2 pazienti affette da displasia congenita dell'anca abbiamo utilizzato un innesto osseo per adattare la cavità acetabolare al cotile. È stata posizionata in tutti i casi una testina in lega metallica. Abbiamo eseguito una profilassi antitromboembolica con eparina a basso peso molecolare che è stata proseguita per almeno 40 giorni dall'intervento, associata in tutti i casi all'utilizzo di una calza elastica postoperatoria. Tutti i pazienti sono stati sottoposti a terapia antibiotica preoperatoria. Il controllo emocromocitometrico ha permesso di monitorare le perdite ematiche. Abbiamo utilizzato, quando possibile, autotrasfusioni da predeposito ematico; nei casi in cui ciò non fosse realizzabile abbiamo utilizzato le normali emotrasfusioni. Tutti i pazienti hanno ricevuto trasfusioni: in 4 casi è stato necessario utilizzare sia auto- che emo-trasfusioni. La quantità media trasfusa nel singolo paziente è stata di circa 1200 cc di sangue. È stato preparato un programma riabilitativo precoce concedendo la posizione seduta in seconda giornata ed il carico assistito in quarta giornata ed associando nei primi giorni fisioterapia passiva ed esercizi isometrici per quadricipite e glutei. La stazione eretta è stata attuata dapprima alle parallele, seguita da

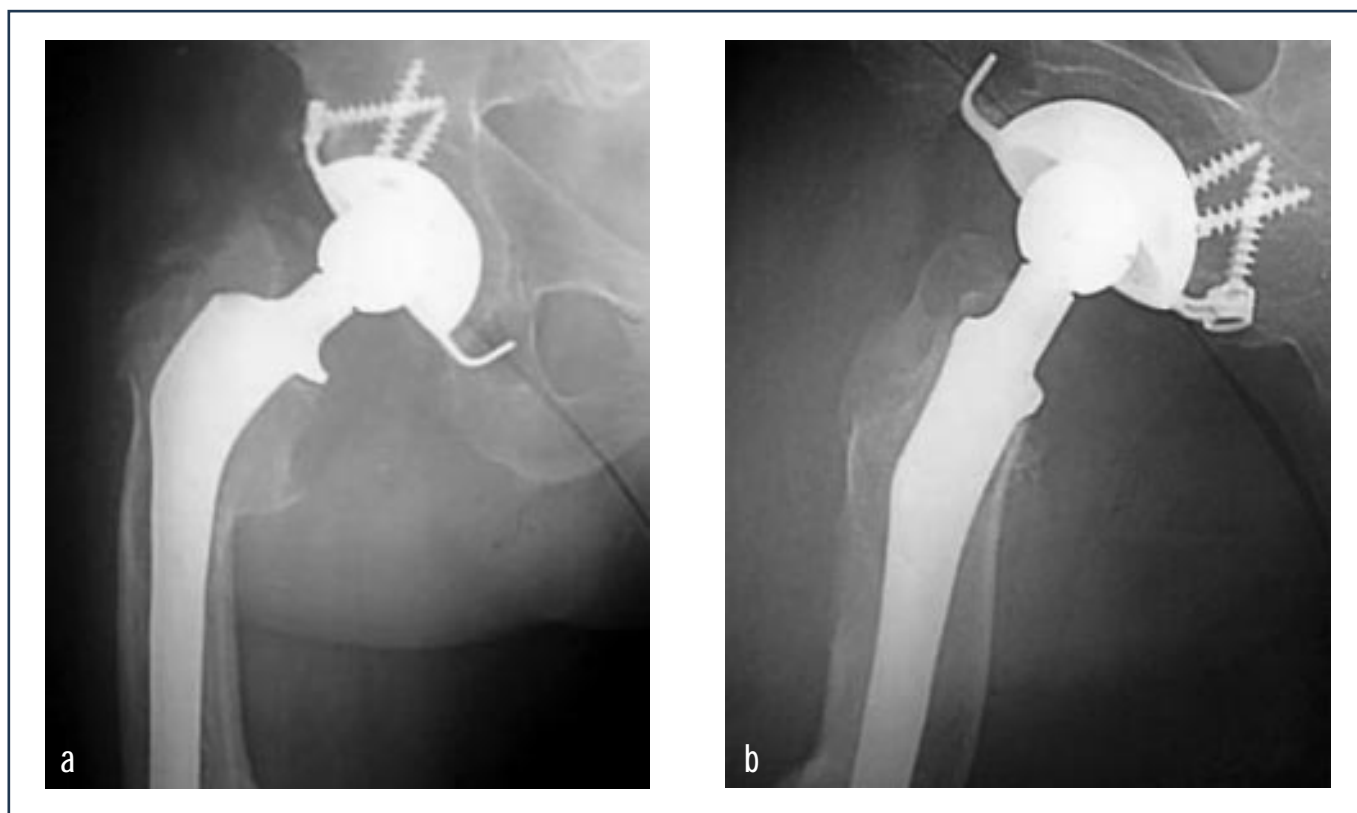


Fig. 1. Radiografie preoperatorie in proiezione antero-posteriore (a) ed assiale (b) di articolazione coxo-femorale affetta da esiti di rachitismo

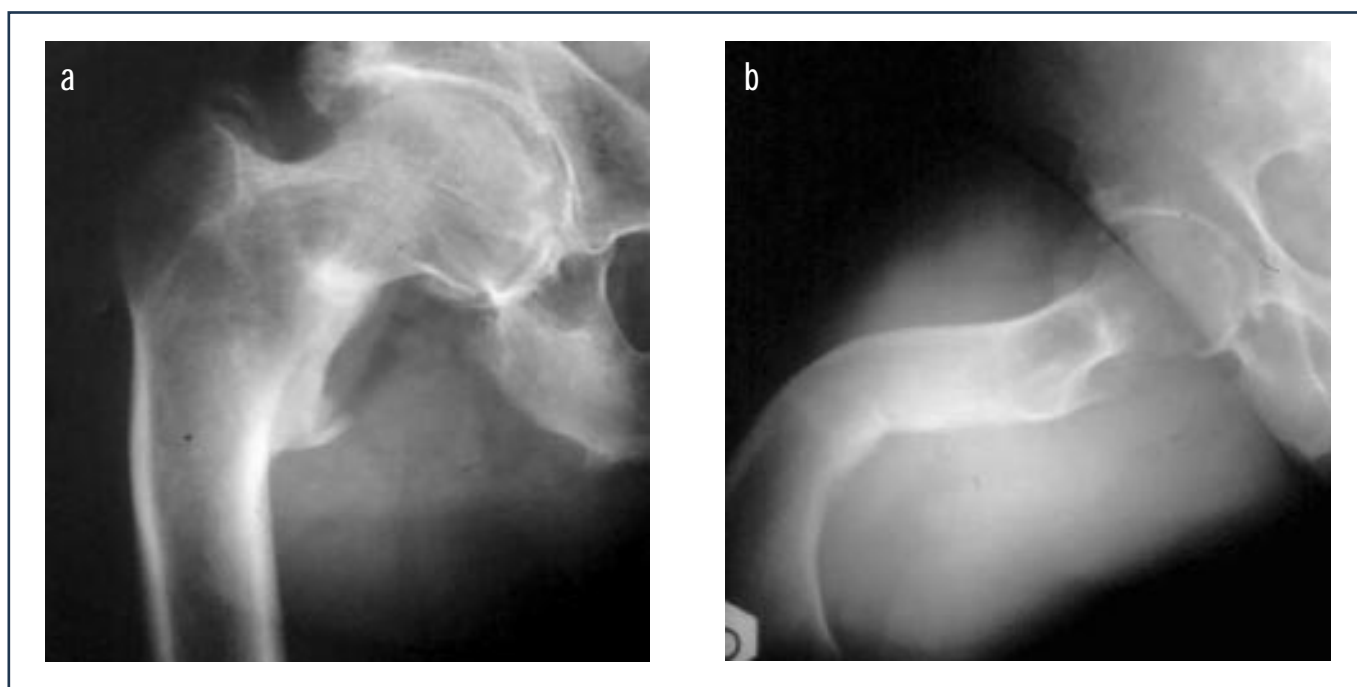


Fig. 2. Radiografie della paziente portatrice di esiti di rachitismo dopo posizionamento di protesi custom made di anca in proiezione antero-posteriore (a) ed assiale (b).

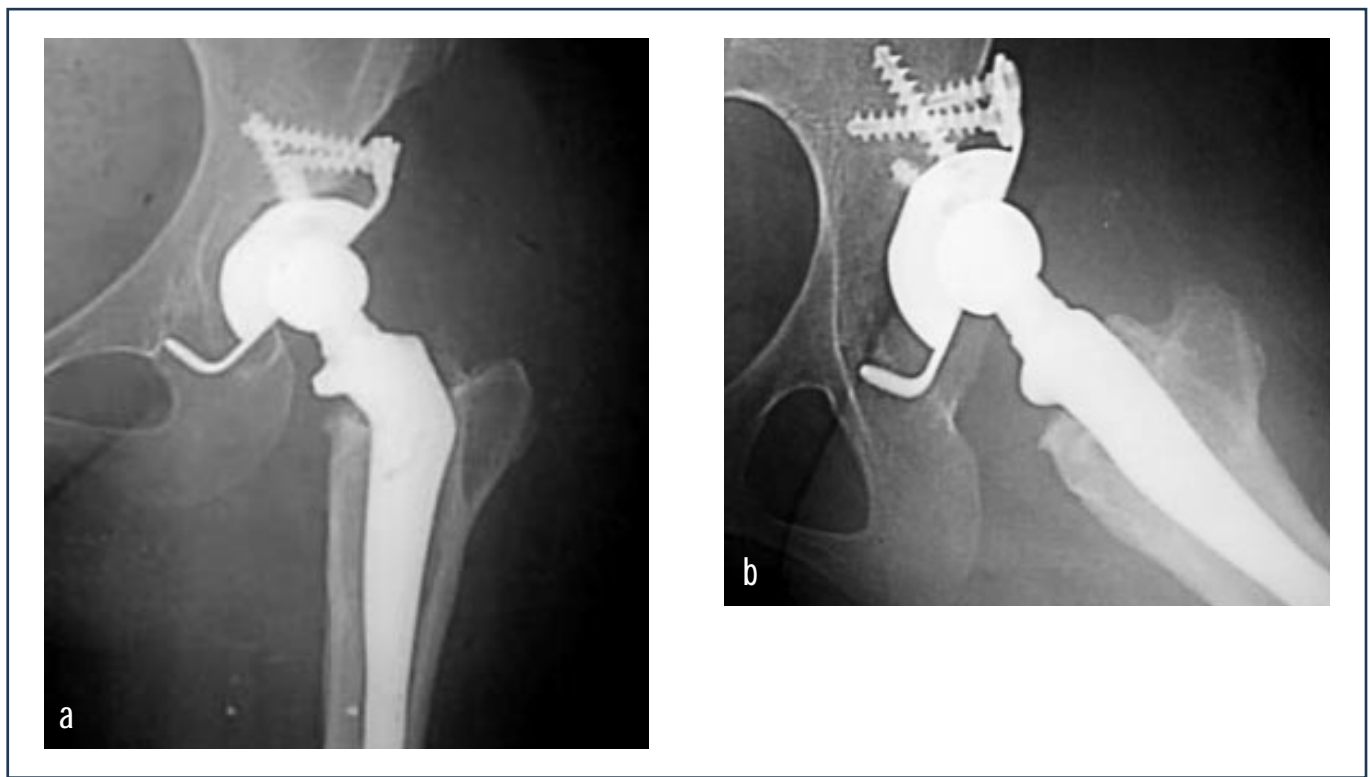


Fig. 3. Controllo radiografico in proiezione antero-posteriore (a) ed assiale (b) dopo protesizzazione con custom made in paziente affetta da esiti di displasia congenita di anca plurioperata.

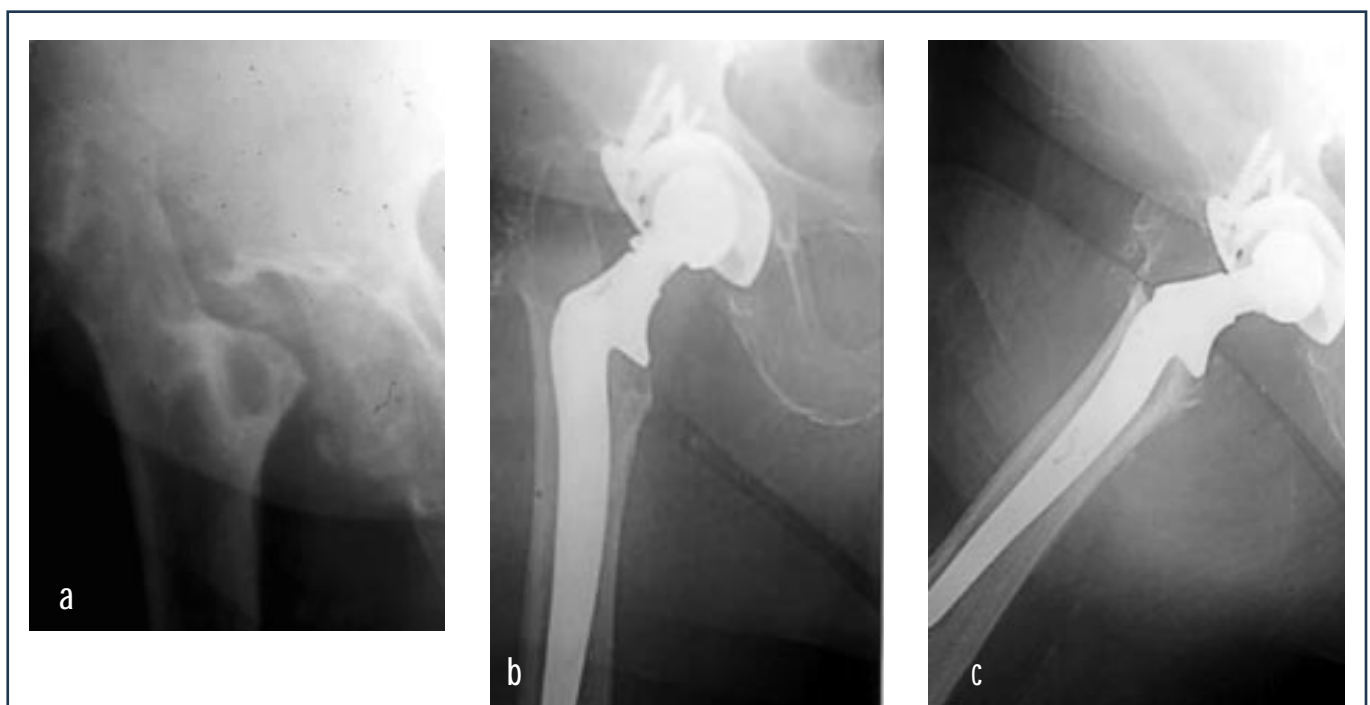


Fig. 4. Radiografia preoperatoria (a) e controllo postoperatorio (b, c) dopo posizionamento di protesi custom made in paziente portatrice di esiti di intervento di Girdlestone.

esercizi di controllo posturale e di trasferimento controllato del carico con graduale ripresa del carico libero (inizialmente con stampelle) e rieducazione al passo, alla deambulazione e alla salita e discesa delle scale. Tutti i pazienti hanno quindi proseguito la fisioterapia presso idonee strutture riabilitative.

In tutti i casi è stato eseguito il controllo radiografico postoperatorio immediato e dopo l'esecuzione del carico. Sono stati inoltre programmati controlli clinico-radiografici a 1, 3, 6 e 12 mesi (i successivi controlli hanno avuto scadenza annuale).

RISULTATI

Tutti i pazienti sono stati ricontrollati clinicamente e radiograficamente. La valutazione clinica è stata eseguita tramite l'Harris Hip Score. Tale sistema a punteggio (massimo 100 punti) consente il controllo dei risultati a distanza prendendo in considerazione i seguenti parametri: il dolore (44 punti), la funzionalità (47 punti), la deformità residua (4 punti) e la motilità (5 punti). I parametri che forniscono una indicazione sulla vita relazionale (dolore e funzionalità) sono preponderanti sul peso finale del risultato clinico. In particolare vengono considerati: la zoppia residua, l'utilizzo di supporti, la capacità di fare le scale, la distanza massima di cammino, la possibilità di indossare scarpe e calze, l'uso dei mezzi pubblici, la capacità di stare seduti. A ciò si aggiungono: la valutazione del dolore, la dismetria e l'articolarietà. I risultati clinici della nostra serie sono stati classificati come eccellenti in 8 casi (66,6%), buoni in un caso (8,3%), scarsi in 2 casi (16,6%) e cattivi in un caso (8,3%). Risultati eccellenti-buoni sono stati ottenuti quindi nel 75% dei pazienti (tab. 1).

Il punteggio medio dell'HHS al controllo clinico-radiografico è stato di $84.747 \pm 22.023/100$ (massimo: 99.725/100; minimo: 20.775). In particolare il punteg-

gio medio HSS per quanto riguarda il dolore è stato di $39,3/44 \pm 10,1$ (massimo: 44; minimo: 10); per quanto riguarda la funzionalità è stato di $37,16/47 \pm 12,76$ (massimo: 47; minimo: 3); per quanto riguarda la comparsa di deformità di $3,91/4 \pm 0,28$ (massimo: 4; minimo: 3); per quanto riguarda l'articolarietà di $4,33/5 \pm 0,49$ (massimo: 5; minimo: 3.325). In tutti i pazienti è stato possibile ottenere un miglioramento dell'articolarietà dell'anca rispetto alla situazione preoperatoria. Clinicamente è residua una dismetria (presente preoperatoriamente nella maggioranza dei casi) di 2,5 cm in una paziente, peraltro ben tollerata. Il tempo medio di intervento è risultato essere di 110 minuti ± 27 (massimo: 170; minimo: 80), comparabile ai dati riportati in letteratura e minore rispetto ai 146 minuti riferiti da Mathur¹. In un caso è stato necessario posizionare un cerchiaggio subtrocanterico per frattura all'atto dell'intervento; in una seconda paziente si è verificata l'infrazione della spina iliaca antero-superiore durante le manovre operatorie, trattata conservativamente. In un terzo caso durante la preparazione del femore si è verificata la lesione iatrogena della arteria femorale profonda, che è stata suturata tramite un accesso inguinale ma ha residuo nel postoperatorio una necrosi ischemica temporanea distale dell'arto inferiore con associata una sindrome di Volkmann, risoltasi parzialmente a 7 mesi dall'intervento. In una paziente si è verificata la lussazione iliaca a 30 giorni dall'intervento durante una seduta fisioterapica: dopo la riduzione è stato possibile proseguire il trattamento riabilitativo senza complicanze. Dal punto di vista radiologico abbiamo evidenziato segni di mobilizzazione delle componenti in un solo caso in cui la ripresa di un processo infettivo (*S. Aureus* a carica infettiva media) precedentemente evidenziato dopo intervento di endoprotesi ha reso necessari due interventi di revisione a causa della lussazione irriducibile dell'impianto associata a segni locali di sepsi: è stato effettuato il debridement articolare senza successo e con scadente risultato funzionale (attualmente il processo infettivo non è ancora stato dominato e la paziente deambula con un girello).

Dal punto di vista fisioterapico il recupero funzionale è stato rapido ed i muscoli dell'anca hanno ritrovato un corretto assetto in 11 dei 12 pazienti (come già detto la paziente settica deambula con il girello). In un caso abbiamo evidenziato una limitazione articolare postoperatoria della flessione di circa 35 gradi, migliorata dopo intenso trattamento riabilitativo.

Tab. 1. Classificazione dei risultati in base all'Harris Hip Score.

Risultati	Numero pazienti
Eccellenti	8 (66,6%)
Buoni	1 (8,3%)
Scarsi	2 (16,6%)
Cattivi	1 (8,3%)

DISCUSSIONE

L'utilizzo delle protesi su misura è stato proposto dopo avere verificato la difficoltà di accoppiamento tra protesi standard e femori displasici o dismorfici e l'alto tasso di fallimento nei casi di utilizzo di queste ultime in tali pazienti². La maggior parte delle deformità sono generalmente successive a alterati processi di sviluppo delle componenti ossee, osteotomie pregresse, o esiti di frattura. L'utilizzo in tali casi di protesi standard espone anche al rischio di fratture intraoperatorie dovute ad una forzata ricerca del fit canalare. Lo studio strumentale sui femori di cadavere ha permesso di rilevare come l'anatomia umana del canale femorale presenti numerose varianti³ che possono rendere difficoltoso l'inserimento dello stelo (per esempio nei casi di femore conformato a coppa di champagne) non permettendo un corretto fit e fill endostale, fattori critici per il successo e la durata della protesi, soprattutto nei pazienti giovani in cui non si utilizza la cementazione. La fissazione biologica secondaria dipende infatti direttamente dalla stabilità primaria, proporzionale al riempimento metafisario ed all'adattamento tra impianto e femore prossimale⁴. Il disegno custom permette di ottenere il massimo contatto tra stelo ed osso soddisfacendo contemporaneamente le esigenze tecniche del chirurgo. Aamodt³ ha dimostrato come la protesi su misura diminuisca significativamente, rispetto ad un impianto standard, gli stress biomeccanici, particolarmente sotto carico, a livello della porzione metaepifisaria prossimale del femore. Tale evidenza è stata confermata anche da Dujardin che nel 1996⁵ ha rilevato come steli protesici su misura mostrino, rispetto agli steli standard, una minore migrazione verticale nel canale midollare, una ridotta quantità di micromovimenti⁶, un migliore riempimento metafisario a livello del canale stesso ed una conseguente eccellente stabilità primaria. È importante, ai fini di una validità biomeccanica dell'impianto, che anche l'orientamento del collo femorale ed il suo off-set siano strutturati in modo da garantire una perfetta articolarietà ed una corretta distribuzione del carico per evitare la trasmissione eccessiva di forze a livello del terzo medio della coscia. Errori nell'orientamento delle componenti possono infatti condurre a malrotazioni dell'arto che non permettono una corretta deambulazione. Tale problema è correlato alle difficoltà tecniche insite in questo tipo di interventi, che richiedono una minuziosa e precisa tecnica operatoria. È stato provato come le protesi custom made presentino una minore incidenza di proble-

mi di stress shielding nel postoperatorio e permettano al chirurgo di correggere la dismetria, l'offset femorale, la lunghezza del collo e l'antiversione. O'Brien nel 1996⁷, studiando una casistica di pazienti irlandesi, ha messo in rilievo come vi sia una estrema variabilità, geneticamente determinata, nell'offset femorale prossimale, che non sempre è possibile affrontare con l'utilizzo delle protesi standard: in tali casi lo stelo su misura permette di orientare correttamente l'epifisi prossimale femorale, migliorando la stabilità postoperatoria. Anche Di Fazio⁸ nel 2002 ha riferito circa l'utilità di disporre di protesi adattabili al singolo caso clinico in relazione all'orientamento del complesso cervico-cefalico nei pazienti con esiti di displasia congenita dell'anca. La produzione di protesi custom made pone quindi i presupposti per ovviare ad errori di conformazione delle componenti e per ottenere la massima stabilità possibile in relazione al singolo caso clinico. La preparazione della protesi⁹ è preceduta da uno studio anatomico, che prevede l'utilizzo di immagini radiografiche di entrambe le coxo-femorali eseguite sui due piani ortogonali (studio della conformazione extramidollare), di una radiografia degli arti inferiori in toto (valutazione della dismetria), di una proiezione della pelvi (studio del centro di rotazione) e di immagini tomografiche rielaborate in tre dimensioni dal computer che, tramite appositi softwares¹⁰, consente la ricostruzione intramidollare ed extramidollare femorale tenendo conto della densità dell'osso spongioso e corticale. È fondamentale una contemporanea valutazione del centro di rotazione acetabolare, la misura della cavità cotiloidea con il conseguente posizionamento del taglio a livello del grande trocantere e la versione del collo femorale (leggero orientamento posteriore dell'impianto sull'asse del femore superiore). Scansioni TAC specifiche permettono di valutare il bone stock acetabolare, l'antiversione del collo femorale, l'anatomia intramidollare femorale, l'asse femorale superiore, l'asse bicondylare posteriore e l'asse del secondo metatarso. Vengono poi completati la progettazione ed il design dopo avere effettuato una ricostruzione tridimensionale, la simulazione del rimodellamento osseo e l'analisi di elementi quali le forze agenti sull'interfaccia tra protesi e osso, sull'osso e sulla protesi stessa¹¹. In tale fase dello studio preoperatorio è anche possibile ottenere la correzione sul piano laterale e longitudinale del cotile. Lo studio TC del femore prossimale permette, valutando la densità ossea corticale¹², di prevedere la facilità di preparazione del canale femorale con le apposite raspe specifiche per il singolo paziente che non devo-

no essere troppo aggressive per conservare almeno in parte la vascolarizzazione endomidollare che consente una migliore osteogenesi postoperatoria. La forma definitiva dello stelo (disegnato utilizzando un calco intramidollare) è ottenuta dal compromesso tra estraibilità dello stesso dal canale femorale ricostruito e valutazione delle zone di contatto e di trasferimento delle forze dopo simulazione computer-assistita; la protesi viene modellata in modo da assottigliarsi progressivamente man mano che si procede distalmente in modo da ottenere un perfetto fill prossimale ed evitare l'effetto punta.

Lo studio della conformazione protesica tiene dunque conto sia dell'aspetto intramidollare (ricostruzione TC) che di quello extramidollare (planning preoperatorio al fine di disegnare l'offset del collo) della anatomia femorale. Sakai nel 1999¹³ ha evidenziato una maggiore stabilità prossimale e distale negli steli progettati con una minore curvatura laterale. In fase operatoria il centro di rotazione acetabolare viene ottenuto con una componente non cementata (cotile Centroid rivestito di idrossiapatite) che si ancora distalmente nel forame otturatorio tramite un uncino, posizionando automaticamente il centro di rotazione calcolato nella posizione voluta. La fissazione è ottenuta tramite press-fit unitamente a 2-4 viti (due delle quali sono solitamente posizionate nel tetto). Il canale femorale è preparato con raspe lisce per preservare l'osso spongioso e consentire una migliore stabilità a distanza. Procedure accessorie quali la tenotomia dell'ileo-psoas e degli adduttori sono necessarie in alcuni casi. Il recupero postoperatorio è solitamente veloce e privo di complicanze funzionali data la restaurazione della corretta biomeccanica articolare dopo l'intervento ed i risultati a breve termine riportati in letteratura sono soddisfacenti^{14 15}. Stulberg nel 1989¹⁶ ha posto l'accento sulla possibilità di ottenere una eccellente stabilità meccanica distale con protesi custom made, conseguente ad un migliore fill intracanalare; controlli clinici a distanza hanno mostrato inoltre, nella casistica proposta dall'Autore, una diminuzione, statisticamente significativa, del thigh pain. Anche Bargar¹⁷ conferma la miglior stabilità delle protesi su misura, unitamente ad una ridotta sintomatologia dolorosa a distanza e ad una minore necessità di utilizzo di innesti ossei all'atto chirurgico. D'altro canto Chang¹⁸ nel 1999 ha evidenziato come il semplice utilizzo di steli standard di lunghezza maggiore possa fornire una stabilità comparabile a quella delle protesi custom-made ad un prezzo nettamente inferiore. Dalla valutazione a breve termine della nostra casistica abbiamo evidenziato risul-

tati eccellenti-buoni nel 75% dei pazienti, rilevando una serie di complicanze, la maggior parte delle quali risolte senza sequele, dovute probabilmente alle difficoltà tecniche insite in questo tipo di chirurgia che affronta casi particolari in cui l'anatomia è frequentemente sovvertita e le condizioni clinico-morfologiche non sono routinarie. Da qui la necessità imperativa di una programmazione precisa dell'intervento e di una assistenza riabilitativa continuativa e qualificata. Riteniamo comunque l'ausilio fornito dall'impianto protesico su misura di grande utilità proprio in quei casi precedentemente ricordati in cui una protesi standard mal si adatterebbe alla particolare conformazione del complesso coxo-femorale. Attualmente il dibattito sulla reale utilità dell'impiego di tali protesi è particolarmente acceso, come è possibile verificare dall'esame della letteratura scientifica e non mancano i pareri critici, in particolare per quanto riguarda i costi (la protesi e le relative raspe sono utilizzabili solo in un singolo paziente) ed i risultati clinici a distanza. Bert¹⁹ nel 1996 ha evidenziato i costi elevati di tali impianti che, nella sua casistica di 64 protesi, nonostante un ottimo fit e fill prossimale, non hanno mostrato a breve termine migliori tassi di successo rispetto agli impianti standard non cementati o a protesi correttamente cementate (17% di thigh pain nel postoperatorio). Anche McCarthy nel 1997²⁰ ha espresso alcune perplessità riguardanti l'elevato costo di progettazione e di gestione perioperatoria (in particolare nei casi di primo impianto) e dubbi circa la reale maggior durata di tali protesi; d'altra parte ne riconosce l'utilità nei casi in cui si ricerchi una modularità adattabile al singolo caso clinico. Tale concetto è ribadito anche da Husmann²¹ che lascia comunque aperta la discussione sull'utilità delle custom-made dopo un lungo follow-up, fattore ancora da valutare con certezza. Mathur nel 1996¹ sconsiglia l'utilizzo di protesi su misura come primo impianto, rilevando nella propria casistica un alto tasso di complicanze e mobilitazione precoce, unitamente ad un maggior costo. È da rilevare come i costi a distanza saranno prevedibilmente minori se l'utilizzo di protesi custom made permetterà di evitare o ridurre l'incidenza di interventi di revisione.

CONCLUSIONI

L'utilizzo di una protesi di anca custom made si è mostrato, nella nostra casistica, estremamente utile e versatile ed ha permesso di ottenere ad un controllo a breve termine

risultati soddisfacenti sia dal punto di vista soggettivo che oggettivo. È necessario comunque il corretto posizionamento della stessa nel canale femorale al fine di minimizzare i rischi di mobilizzazione ed ottenere un perfetto fit e fill dell'impianto ed una accurata tecnica operatoria. L'utilizzo di tale metodica è attualmente proponibile nei seguenti casi: femori conformati a calice di champagne, displasia congenita di anca, dimorfismi dell'anca, interventi di revisione quando i difetti femorali sono inferiori alla classe IIB di Paprosky ed osteoartrosi in pazienti giovani, anche se le indicazioni sono continuamente in espansione. Il costo ancora piuttosto elevato di questi impianti costituisce un punto a sfavore dell'utilizzo degli stessi anche se negli ultimi anni la riduzione del prezzo è stata progressiva a causa dell'incrementata produzione. Riteniamo che tale tipo di protesi possa consentire un miglioramento dei risultati a distanza nelle anche affette da patologie che deformano in modo evidente la normale conformazione anatomica, anche se è evidente come siano necessari controlli a lungo termine per una corretta ed accurata valutazione clinica.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Mathur SK, Mont MA, McCutchen JW. *Intraoperative custom press-fit and standard press-fit femoral components in total hip arthroplasty. A comparison of surgery, charges and early complications.* Am J Orthop 1996;25(7):486-491.
- 2 Berry DJ. *Total hip arthroplasty in patients with proximal femoral deformity.* Clin Orthop 1999;369:262-272.
- 3 Aamodt A, Lund-Larsen J, Eine J, Andersen E, Benum P, Husby OS. *Changes in proximal femoral strain after insertion of uncemented standard and customised femoral stems. An experimental study in human femora.* J Bone Joint Surg 2001;83-B(6):921-929.
- 4 Bargar WL. *Custom cementless total hip replacement.* Orthop Rev 1987;26:67-75.
- 5 Dujardin FH, Mollard R, Toupin JM, Coblenz A, Thomine JM. *Micromotion, fit and fill of custom made femoral stems designed with an automated process.* Clin Orthop 1996;325:276-289.
- 6 Gotze C, Steens W, Vieth V, Poremba C, Claes L, Steinbeck J. *Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis.* Clin Biomech 2002;17(4):267-273.
- 7 O'Brien S, James P, Engela D, Beverland D, Kernohan G. *Total hip replacement: a study of customized prostheses.* Nurs Stand 1996;10(24):37-41.
- 8 Di Fazio F, Shon Wy, Salvati EA, Wilson PD Jr. *Long-term results of total hip arthroplasty with a cemented custom-designed swan-neck femoral component for congenital dislocation or severe dysplasia: a follow-up note.* J Bone Joint Surg 2002;84-A(2):204-207.
- 9 Aubaniac JM, Argenson JN. *Why use a custom-made hip prosthesis? A 10-year experience.* Orthopedic Surgery, Surgical Technology International 1995;4:457-463.
- 10 Viceconti M, Testi D, Gori R, Zannoni C. *Development of a software for the design of custom-made hip prostheses using an open-source rapid application development environment.* Med Inform Internet Med 2000;25(3):183-193.
- 11 Moretton JC, Claudon B, Cravoisy JC. *Conception et fabrication assistée par ordinateur d'une prothèse fémorale de hanche.* Rev Chir Orthop 1986;2:89-92.
- 12 Aamodt A, Kvistad KA, Andersen E, Lund-Larsen J, Eine J, Benum P, Husby OS. *Determination of Hounsfield value for CT-based design of custom femoral stems.* J Bone Joint Surgery 1999;81-B(1):143-147.
- 13 Sakai T, Sugano N, Nishii T, Haraguchi K, Ochi T, Ohzono K. *Stem length and canal filling in uncemented custom-made total hip arthroplasty.* Int Orthop 1999;23(4):219-223.
- 14 Gerber P, Leyvraz PF, Dutoit M, Fischer JF, Blanc CIH, Rubin P. *Les prothèses totales de hanche non cimentées personnalisées dans les atteintes dysmorphiques du fémur proximal: resultants à court terme chez des patients de moins de 65 ans.* Méd et Hyg 1999;57:2412-2416.
- 15 Wettstein M. *Total hip arthroplasty in patients less than 65 y.o. using cementless custom stems: preliminary results.* Paper presented at the International Society for Technology in Arthroplasty 12th annual meeting. Chicago, USA, 23-25 september 1999.
- 16 Stulberg SD, Stulberg BN, Wixson RL. *The rationale, design characteristics and preliminary results of a primary custom total hip prosthesis.* Clin Orthop 1989;249:79-96.
- 17 Bargar WL. *Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants.* Clin Orthop 1989;249:73-78.
- 18 Chang PB, Robie BH, Bartel DL. *Preclinical cost analysis of orthopedic implants: a custom versus standard cementless femoral component for revision total hip arthroplasty.* J Biomech 1999;32(12):1309-1318.
- 19 Bert JM. *Custom total hip arthroplasty.* J Arthroplasty 1996;11(8):905-915.
- 20 McCarthy JC, Bono JV, O'Donnell PJ. *Custom and modular components in primary total hip replacement.* Clin Orthop 1997;344:162-171.
- 21 Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roguin B, Argenson JN. *Three dimensional morphology of the proximal femur.* J Arthroplasty 1997;12(4):444-450.