

Protesi di ginocchio MC² ultracongruente postero-stabilizzata a piatto rotante: risultati a 4 anni

V. PERRONE

A MOBILE BEARING HIGH CONFORMITY POSTERIOR-STABILIZED TKA: FOUR YEAR RESULTS OF THE FIRST 15 MC[®]

Divisione di Ortopedia e Traumatologia
Ospedale "S. Cuore di Gesù" Gallipoli
Lecce, Italia

Aim. Design is a crucial factor to consider when deciding which knee implant will improve a patient's quality of life, restore function and reduce pain for the longest period of time. Although greater postoperative flexion is desirable, the best methods of achieving this goal remain controversial. MC[®] is a mobile plate total knee arthroplasty (TKA). The mobility of the plate is exclusively rotational. The congruence is wide between 0° and 130°. The postero-stabilization cam allows the rollback and amplitudes the intrinsic flexion.

Methods. We performed 15 TKA in the period between 2007-2010 with the MC[®] (C2F, Medifix). The mean age was 69 (max 84 minimum 59). The data collections including clinical and radiographical evaluation. The Knee Society Score (KSS) was used.

Results. The mean follow-up was 2 years (max 4 years min 6 months). At last follow-up, total flexion was 124°, the mean Knee Society Scores were 93. There was no evidence of progressive radiolucent lines. No complications associated with high conformity design, such as early aseptic loosening, were observed.

Conclusion. The use of mobile-bearing designs offers the potential of improved per-

formance by creating knee kinematic patterns that more closely mimic those of the normal knee. As well, this design of knee replacement system offer reduced polyethylene wear due to increased implant conformity and contact area with resulting reductions in polyethylene stresses. The posterior-stabilized design allows the adequate femoral rollback due to the cam and post mechanism with the increase of the knee's flexion. The design of MC2 incorporates all of this elements. In this small serie, mobile-bearing TKA had good clinical and radiographic results with excellent patients' satisfaction. The MC[®] is a good treatment option, especially in younger patients with high functional request.

Key words: Arthroplasty, replacement, knee - Biomechanics - Quality of life.

La scelta di un impianto protesico di ginocchio è oggi condizionata dall'età del paziente e dalle sue esigenze funzionali. Fino al decennio scorso, le aspettative dei pazienti che si sottoponevano ad un intervento chirurgico di protesi totale di ginocchio (*total knee arthroplasty*, TKA) erano ampiamente soddisfatte quando la capacità deambulatoria permetteva loro di percorrere lunghe distanze e la flessione raggiungeva i 100°. Oggi, invece, ci si trova sempre

Pervenuto il 25 gennaio 2011.
Accettato l'8 marzo 2011.

Autore di contatto: V. Perrone, Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Ospedale "S. Cuore di Gesù" Gallipoli (Le), Via per Alezio, 73014 Gallipoli (Le), Italia. E-mail: Perrone-sab@tiscali.it



Figura 1. — Protesi di ginocchio MC².

più a dover trattare pazienti che optano per un intervento di TKA in un'età più precoce con l'aspettativa di conservare inalterato il proprio stile di vita. D'altra parte, i pazienti vengono incoraggiati a rimanere attivi dedicandosi alla corsa, al tennis, al golf, ecc. ¹.

Sebbene la TKA oggi sia un intervento chirurgico di grande successo, alcuni pazienti, tuttavia, rimangono insoddisfatti. Robertsson *et al.* riporta un numero considerevole di pazienti (circa il 20%) che resta insoddisfatto o incerto dei benefici dopo un intervento di TKA ². Fra le principali cause di insoddisfazione del paziente vi è lo scarso Range of Motion (ROM) (10%) ed il dolore anteriore di ginocchio (5-10%).

La scelta dell'impianto protesico, da parte del chirurgo, dovrebbe essere dettata dal design in grado di riprodurre una cinematica articolare molto simile a quella di un ginocchio sano, di consentire un ROM il più ampio possibile e di prevedere una ridotta usura del polietilene (PE) ³.

Anche la tecnica chirurgica, eventualmente associata alla navigazione, è essenziale per migliorare l'outcome clinico: un corretto bilancio articolare ed un buon allineamento sono fattori cruciali nel coadiuvare il

ROM intrinseco dell'impianto ed assicurarne la stabilità nel tempo ⁴.

Il ROM dopo un intervento di TKA dipende anche da fattori intrinseci al paziente stesso. Si è dimostrato molto importante il ROM preoperatorio: chi presenta un ginocchio abbastanza mobile in flessione, anche nel postoperatorio continuerà ad avere valori di ROM maggiori rispetto ai pazienti con un ginocchio poco mobile ⁵⁻⁸. Anche il sesso del paziente e l'indice di massa corporea sembrano poter influenzare in maniera significativa il risultato clinico finale: il sesso maschile è associato ad un aumento della flessione postoperatoria, l'obesità si associa ad una diminuzione della flessione.

Il piatto meniscale mobile ed ad alta congruenza sembra poter migliorare la durata dell'impianto stesso attraverso la riduzione dell'usura. Inoltre, la presenza sul piatto mobile di una camma di postero-stabilizzazione rappresenta un ulteriore strumento per migliorare la cinematica dell'impianto ed incrementare il ROM.

Scopo del lavoro è stato quello di descrivere il design della protesi MC² e di valutare i risultati nei primi 15 pazienti trattati nel periodo 2007-2010.

Particolari della protesi MC²

La MC²® è una protesi di ginocchio postero-stabilizzata (PS) a piatto mobile rotante frutto dell'idea di Jacques Afriat di Narbonne (Francia) ⁹. Gli elementi fondamentali che la caratterizzano sono: l'alta congruenza articolare per tutto l'arco del movimento, una cinematica molto simile a quella dell'articolazione naturale ed una mobilità intrinseca fino ai 130° (Figura 1).

La componente femorale della MC², se vista nel piano sagittale, presenta i condili laterali con una forma simile a quella dei condili del ginocchio sano, vale a dire con una graduale riduzione del loro raggio di curvatura verso le sezioni posteriori. Nel centro della componente femorale è stato ricavato un terzo condilo. Le sezioni posteriori dei condili femorali ed il terzo condilo presentano lo stesso raggio di curvatura.

Il piatto mobile rotante in PE presenta due superfici concave a mò di cavità gle-

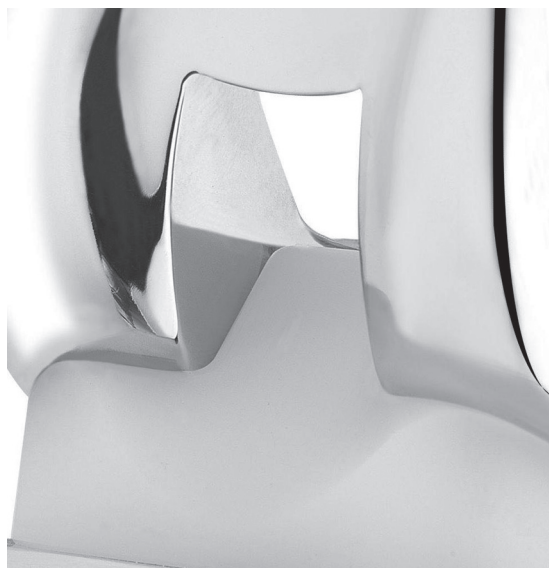


Figura 2. — La presenza della finestra nello scudo femorale riduce le sollecitazioni trasmesse alla camma nel ROM 0-30°.

noidee destinate ad accogliere i due condili femorali. La superficie posteriore di una camma, posta nel centro del piatto in polietilene, va a creare una articolazione supplementare con il terzo condilo e che si aggiunge a quella già formata dai condili femorali laterali e delle rispettive aree del piatto mobile. Questo accorgimento consente alla MC² di conservare una elevata congruenza per tutto l'arco di movimento. La congruenza è massima, infatti, nel range fra 0° e 60° risultando rispettivamente di 800 e 1400 mm². Dai 60° di flessione in poi si assiste ad un progressivo trasferimento dei carichi dai condili femorali laterali verso il terzo condilo centrale con un progressivo incremento della sua superficie di contatto con la camma. In tal modo, dai 60° fino ai 125° del ROM, l'area di contatto complessiva fra componente femorale ed il polietilene resta sempre costante di 400 mm². Quindi, nella MC² la camma non è solo di postero-stabilizzazione, ma offre una superficie di appoggio per lo scorrimento del terzo condilo. La presenza di un'apertura nella componente femorale posta al di sopra del terzo condilo ed in corrispondenza della camma, fa sì che quando si cammina (mo-



Figura 3. — Le dimensioni sottodimensionate dell'inserto in PE rispetto alla base tibiale gli consentono un movimento di rotazione di 15°.

vimenti di flessione compresi tra 0° e 30°) il sistema di stabilizzazione posteriore non entra in funzione, riducendo così gli stress antero-posteriore trasmessi dalla componente femorale all'inserto in PE (Figura 2).

Nella MC² il sistema terzo-condilo-camma consente di migliorare la cinematica prodotta dall'impianto attraverso la riproduzione del movimento di roll-back femorale. Questo movimento risulta essere di 11 mm e non prevede la conservazione del legamento crociato posteriore (LCP).

L'ampiezza della flessione intrinseca della protesi è determinata dalla configurazione e dal posizionamento della camma di postero-stabilizzazione e dal disegno dei condili ed è di 130°.

Il piatto mobile è reso rotante rispetto alla base tibiale attraverso un fittoncino cilindro-conico lungo 14,5 mm e con diametro leggermente inferiore a quello del corrispondente alloggiamento ricavato nella chiglia della base tibiale. Nel suo aspetto frontale, il piatto mobile presenta bordi smussi, per evitare ogni contatto con il tendine rotuleo o la superficie rotulea inferiore quando il ginocchio va in flessione. Le dimensioni, in sezione frontale e sagittale, sottodimensionate rispetto alla base tibiale, consentono all'inserto un movimento di rotazione di 15° riducendo il suo conflitto con i tessuti molli periarticolari (Figura 3). Il polietilene è del tipo ad altissimo peso molecolare (LJHMWPE) ed a basso grado di stearato di calcio.

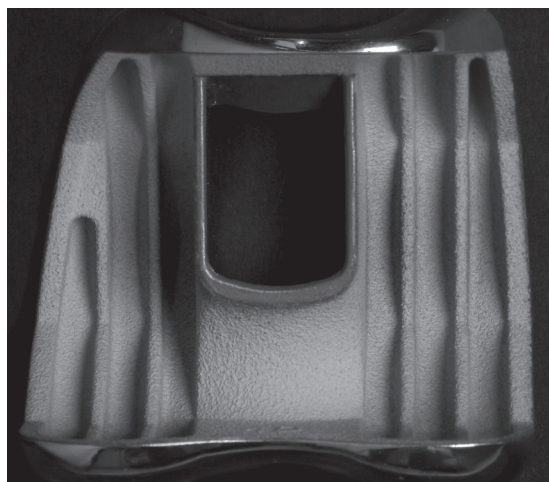


Figura 4. — La componente femorale, scavata al suo interno, è più leggera del 30% rispetto ad una corrispondente piena.

La componente femorale è stata scavata al suo interno per alleggerirla del 30% rispetto ad una corrispondente piena: ciò favorisce ampie superfici per una crescita ottimale dell'osso nella versione press-fit rivestita in idrossiapatite o per consentire adeguate quantità di cemento nella versione cementata (Figura 4). L'asse del solco trocleare si discosta dal piano sagittale di 6° per garantire uno scorrimento rotuleo più esteso e fisiologico fino ai 100° di flessione.

La base tibiale, come la componente femorale, è in acciaio al cromo cobalto con alto livello di lucidatura per ridurre ogni forma di attrito. La forma è anatomica e ben si adatta alla superficie di taglio della tibia, senza la necessità di dover disporre di una componente destra o sinistra.

La componente rotulea in polietilene LJHMWPE è una porzione di sfera, che viene poi ritagliata in una forma ovale al fine di assicurare un'ottimale copertura della rotula. chirurgico è estremamente semplice e fa uso di una guida da resezione che può essere intramidollare o extramidollare, sulla quale montare la maschera di taglio. Questa è regolabile rispetto alla guida endomidollare, con incrementi di 1 mm. L'uso di spaziatori e minispessori permette di ottenere uno spazio ben tensionato tanto in flessione quanto in estensione.

Materiali e metodi

Nel periodo 2007-2010 sono state impiantate 15 protesi di ginocchio MC²® (C²F, Medifix) così suddivise: 13 femmine e 2 maschi. L'età media dei pazienti era 69 anni (min 59 anni - max 84 anni). Il peso medio era di 84 kg (min 76-max 98). Tutti i pazienti erano affetti da gonartrosi, associata a valgismo dell'asse femoro-tibiale in 12 casi ed a varismo in 3 casi.

L'intervento è stato sempre effettuato in anestesia spinale senza laccio pneumoemostatico. La via chirurgica prevedeva un accesso paratuleo mediale "standard" o "subvastus". È stato sempre eseguito un release del compartimento in tensione. Il taglio distale del femore è stato fissato in un intervallo tra i 4° e 7°. Poiché la protesi prevede il sacrificio del legamento crociato posteriore, questo è stato sempre disinserito dal piatto tibiale contestualmente al taglio tibiale. In nessun caso è stata eseguita la protesizzazione della rotula al contrario della neurotomia periferica e del rimodellamento della rotula. Nei pazienti più giovani, rispettivamente di 58 e 59 anni, è stata usata la versione rivestita in idrossiapatite, riservando la versione cementata nei restanti casi. L'eparina a basso peso molecolare è stata somministrata fino a quaranta giorni dopo l'intervento. Tutti i pazienti hanno iniziato la rieducazione motoria con la mobilizzazione passiva in kinetec già dal pomeriggio dello stesso giorno dell'intervento. In nessun caso è stato prescritto il kinetec al domicilio. La dimissione è avvenuta sempre in quarta giornata con carico assistito con 2 bastoni. Il controllo dei pazienti è stato effettuato alla desutura, a tre mesi ed al follow-up.

La valutazione clinica ha compreso la monitoraggio del dolore, il ROM e la stabilità. Il ROM è stato misurato attraverso un goniometro ed è stato chiesto al paziente di provare ad accovacciarsi sulle ginocchia. È stato usato il protocollo di valutazione proposto dalla Knee Society¹⁰. Il Knee Society Score (KSS) è suddiviso in due parti che analizzano rispettivamente il ginocchio (dolore, stabilità e ROM) e le capacità funzionali del paziente (camminare a piedi



Figura 5. — Ampia flessione del ginocchio al termine dell'intervento chirurgico.

e salire le scale). I risultati sono giudicati eccellenti tra 80-100 punti, buoni tra 70-79 punti, discreti tra 60-69-punti, cattivi al di sotto di 60. Il KSS elimina il problema del deterioramento dello score del ginocchio esaminato a seguito di patologie sopraggiunte, diversamente da quanto accade con l'Hospital for Special Surgery Rating System che non è in grado di effettuare questa discriminazione. Infatti, in quest'ultimo, il punteggio tende a peggiorare con l'invecchiamento del pazienti, anche se il ginocchio rimane invariato nella sua funzione. Le valutazioni radiografiche, eseguite con telemetria dell'arto inferiore sotto carico in appoggio monopodalico ed una proiezione in laterale in estensione e flessione, hanno preso in considerazione l'allineamento del ginocchio attraverso la misura dell'angolo femoro-tibiale, il posizionamento e l'orientamento delle componenti della protesi ed eventuali segni di scollamento attraverso la registrazione della presenza di linee di radiolucenza secondo quanto suggerito dalla Knee Society ¹¹.

Risultati

Valutazione clinica

Il follow-up medio è stato di 24 mesi (min 6 mesi e max 4 anni). Sono stati riva-

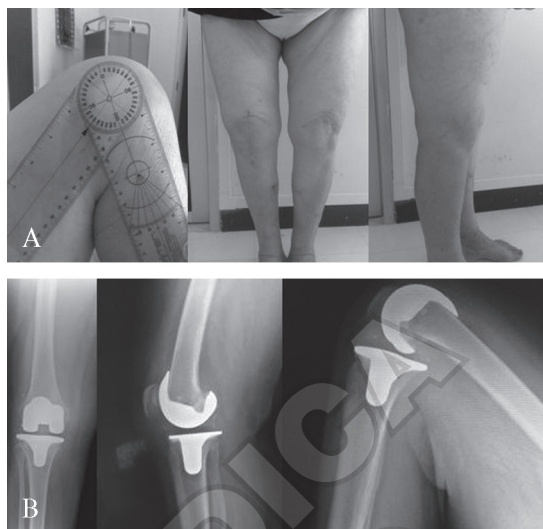


Figura 6. — Follow-up + 38 mesi: quadro clinico e radiografico di donna di 74 anni.

lutati 14 pazienti su 15, uno di essi non è stato rintracciato.

Non sono state riscontrate complicanze di alcun genere. I risultati clinici sono stati eccellenti già dal post-operatorio attraverso un recupero veloce del movimento ed un dolore estremamente contenuto (Figura 5). Tutti i pazienti sono stati dimessi con ROM in flessione a 100°. Al controllo a 3 settimane tutti avevano incrementato ulteriormente il loro grado di flessione fino ai 110°. Al controllo finale il ROM in flessione variava in un range dai 100° ai 132°, con media di 124° (Figura 6).

Tre pazienti, i più giovani, si accovacciavano sulle ginocchia senza evidenti difficoltà. La soddisfazione soggettiva del paziente è stata alta. Secondo il KSS il punteggio medio è risultato essere di 93 punti, variando da 89 a 98. Non abbiamo osservato alcuna contrattura in flessione o instabilità.

In un paziente maschio affetto da grave varismo tibiale al quale era stato volutamente sezionato il collaterale interno, è stata osservata la presenza di un modesto dolore e scroscio di rotula espressione di un tracking rotuleo evidentemente non ristabilito correttamente.

Valutazione radiografica

I controlli radiografici hanno documentato il buon posizionamento delle componenti femorali e tibiali, senza deviazioni in varo o in valgo della protesi impiantata, con un ottimale ripristino dell'asse meccanico e dell'asse anatomico dell'arto inferiore sul piano sagittale. Non sono state registrate linee di radiolucenza.

Discussione

I pazienti sottoposti ad intervento chirurgico di TKA devono necessariamente modificare il proprio stile di vita. Essi, infatti, non possono continuare a praticare quegli sport che richiedono un impegno fisico gravoso per le ginocchia come, ad esempio, la corsa ed il calcio. Inoltre, devono anche essere informati sul fatto che il movimento del loro ginocchio non sarà mai completo fino ai 150°.

Oggi una TKA deve rispondere a due requisiti fondamentali: fornire ottime performance e durare nel tempo. Notevoli gli sforzi che si stanno compiendo in merito al miglioramento del design. In particolare si osserva una crescente attenzione sull'inserimento meniscale: quello mobile rotante sembra offrire maggiori garanzie di successo¹².

Per assicurare ad un impianto protesico di ginocchio un lunga longevità nel tempo occorre preservare il polietilene dall'usura e limitare quanto più possibile le sollecitazioni alle diverse interfacce fra le componenti della protesi e l'osso.

L'usura del PE può essere ridotta aumentando le superfici di contatto che dovrebbero essere ampie in tutto l'arco di movimento e soprattutto durante i primi gradi della flessione: infatti, è nel range 0-40° dove le sollecitazioni sono più intense. Ma anche oltre questi gradi, un'ampia superficie di contatto permette di preservare il PE. Il contatto lineare o puntiforme, invece, aumenterebbe le sollecitazioni trasmesse sul PE con aumento dei picchi di stress e l'insorgere dei fenomeni di usura.

Tuttavia, un aumento del grado di con-

formità, cioè dell'area di contatto fra la componente femorale e l'inserimento meniscale, comporta un aumento della trasmissione delle sollecitazioni alle interfacce fra osso e protesi. Il PE "accoppiato" nel suo funzionamento alla componente femorale, infatti, aumenta la trasmissione delle forze torsionali e di taglio sul piatto tibiale ed alle interfacce osso-protesi¹³. La maggior parte degli autori sono concordi nel sostenere che l'anello debole della protesi di ginocchio sembra essere proprio la fissazione del piatto tibiale¹⁴. Come è noto, il successo della fissazione non cementata è direttamente correlato con la stabilità dell'impianto, in quanto micromovimenti superiori ai 150µm promuovono solo un'integrazione di tipo fibroso^{15, 16}. Numerosi studi clinici e radiografici hanno dimostrato come si dimostri superiore la fissazione tibiale con cemento rispetto a quella non cementata^{17, 18}. Quindi, l'aumento della conformità, o della congruenza, potrebbe portare ad una precoce mobilizzazione dell'impianto.

Il piatto mobile rotante permette di ridurre gli effetti negativi della congruenza perché è in grado di disaccoppiare le forze nocive che si vengono a creare tra il PE e la base tibiale riducendo l'usura del PE stesso ed il potenziale rischio di loosening della base tibiale stessa^{19, 20}. La possibilità di movimento dell'inserimento di PE sul suo asse, rispetto al piatto tibiale, consente un auto-allineamento dello stesso con la componente femorale. Questo aumento della conformità dell'impianto, e conseguentemente dell'area di contatto, riduce gli stress di taglio ed i movimenti multidirezionali in grado di accelerare l'usura del polietilene. Negli impianti con inserimento meniscale fisso, i movimenti multidirezionali di flessione-estensione e rotazione assiale si verificano sulla faccia superiore dell'inserimento in PE. Invece, se l'inserimento meniscale si auto-allinea con la componente femorale come in un piatto rotante, la maggior parte della flessione-estensione (movimento unidirezionale) si verifica sulla parte superiore dell'inserimento mentre la rotazione assiale (movimento unidirezionale) si verifica a livello di interfaccia polietilene-piatto tibiale. Pertanto, l'usura

multidirezionale di un impianto ad inserto fisso è ridotta grazie al movimento disaccoppiato unidirezionale che si verifica in due interfacce separate di una piattaforma rotante²¹. Utzschneider *et al.* sottoponendo a test di fatica il piatto in PE fisso e mobile, ha osservato come il primo abbia prodotto una maggiore quantità di particelle <1 µm (93,2-96,3%) rispetto al secondo (85,5-89,5%)²². Inoltre, l'usura tra piatto tibiale ed inserto, definita "backside wear", non raggiunge mai livelli elevati e preoccupanti come nel piatto fisso.

Un altro potenziale vantaggio del piatto mobile è rappresentato dalla riduzione degli stress alle interfacce di fissazione dell'impianto all'osso²³. Il piatto mobile riduce gli stress rotazionali quasi del 70%²⁴. Quindi molte delle sollecitazioni rotazionali, prodotte dall'azione muscolare o da un allineamento non ottimale delle componenti protesiche, verrebbero assorbite e dissipate dal meccanismo rotante piuttosto che essere scaricate direttamente all'interfaccia osso-protesi. Inoltre, il post-cam del polietilene disaccoppiato dalla base tibiale riduce le forze tangenziali di taglio sulla base tibiale.

Anche la cinematica articolare trae giovamento dalla presenza del piatto mobile rotante munito di un meccanismo a camma. L'analisi cinematica condotta su TKA a piatto fisso e mobile ha evidenziato un movimento più fisiologico nei pazienti con piatto mobile^{25, 26}. Osservazioni sul cadavere confrontando impianto fisso e mobile dello stesso disegno, hanno evidenziato rotazioni più naturali ed un miglior roll-back con la protesi a piatto mobile rispetto a quella con piatto fisso²⁸. Le protesi tradizionali con piatto fisso non sono in grado di riprodurre la cinematica articolare propria del ginocchio sano. In questo, il pivot centrale ed in particolare l'LCP favorisce il movimento del roll-back (rotolamento posteriore) dei condili femorali rispetto ai corrispondenti emipiatti tibiali. L'indietreggiamento del condilo femorale esterno rispetto al corrispondente piatto tibiale, durante il movimento di flessione, è stato quantizzato in circa 15 mm²⁹. Inoltre, sempre con l'aumento della flessione del ginocchio vi è una rotazione interna

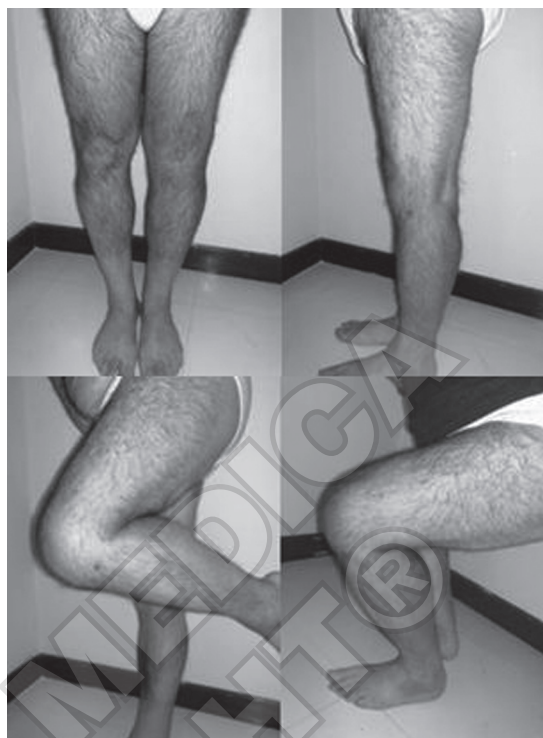


Figura 7. — Follow-up, + 8 mesi: quadro clinico di uomo di 60 anni.

della tibia rispetto al femore (screw home)³⁰⁻³². In contrasto con il ginocchio normale, l'analisi cinematica in vivo suggerisce che i soggetti sottoposti a TKA spesso presentano un modello di movimento anomalo rispetto a quello del ginocchio normale. Le TKA che privilegiano la congruenza in estensione, o tra i 0° ed i 40° di flessione, presentano, al di là di questo angolo, un contatto lineare dei condili protesici con il piatto tibiale, cosa che rende possibile l'avanzamento del femore sulla tibia, secondo un movimento paradossale chiamato "roll-forward" o "cassetto posteriore" (Figura 8)^{25, 26, 33}. Inoltre, studi in vivo di cinematica su pazienti con TKA hanno documentato un modello di rotazione invertito³⁴ ed un lift-off del condilo esterno^{35, 36}. Questi modelli anomali di cinematica portano ad una riduzione del ROM^{26, 37, 38}. Infatti il cassetto posteriore è dannoso per la funzionalità dell'impianto protesico perché in quel ginocchio diminuirà la forza di estensione sviluppata dal

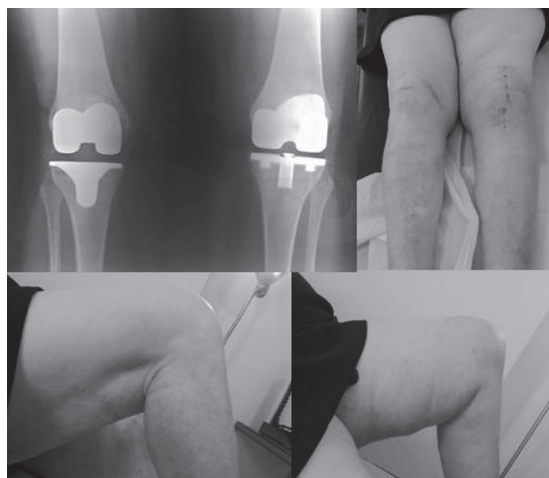


Figura 8. — A sx impianto di TKA convenzionale: roll-forward del femore o movimento paradossale. A dx impianto MC²: roll-back femorale.

quadricipite femorale (QF), attraverso un indietro relativo della tuberosità tibiale anteriore. Inoltre, una riduzione della traslazione posteriore femorale aumenterà l'impingement del margine posteriore della componente tibiale sulla diafisi femorale favorendo un arresto precoce del femore in flessione ed, in ogni caso, vi sarà una frenata alla flessione da parte dei tessuti molli posteriori al ginocchio, soprattutto nel soggetto obeso (Figura 9).

Lo sviluppo di modelli protesici che prevedessero la conservazione del crociato posteriore (*cruciate retaining*, CR), è partita proprio dalla ricerca di un sistema che permettesse l'opportunità di garantire il roll-back. Tuttavia, le osservazioni su questi modelli CR non sembrano evidenziare un miglioramento significativo della cinematica del ginocchio e della sua flessione. Victor *et al.* osserva come nelle ginocchia, dove è stato conservato il crociato posteriore, il roll-back è inferiore rispetto al ginocchio dove invece è stato sacrificato (posterior substituting, PS). Questo comportamento è attribuito dall'Autore ad una insufficienza del legamento alterato nella sua struttura a causa del processo artrosico e che pertanto il legamento stesso si comporta come una forza deformante che si oppone ad un bilanciamento legamentoso²⁶. La conservazione

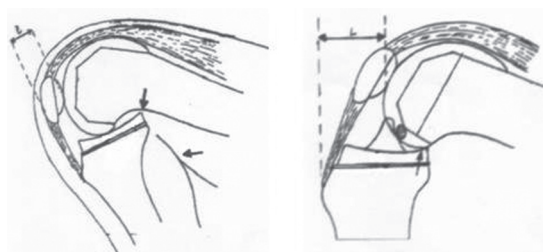


Figura 9. — L'avanzamento del femore sulla tibia riduce la forza di estensione sviluppata dal quadricipite femorale e favorisce la frenata alla flessione del ginocchio per il maggiore ingombro dei tessuti molli del cavo politeo. Il meccanismo post-cam corregge questi effetti negativi.

dell'LCP, talvolta, si rende responsabile dello sviluppo di tensioni superficiali anomale fra componente femorale e piatto in alcuni gradi di movimento favorendo l'usura. Altri studi dove vengono confrontate TKA standard PS o CR con disegni high-flexion dimostrano come l'arco di movimento sia lievemente superiore in queste ultime³⁹⁻⁴³.

Nella TKA con inserto meniscale ad alta congruenza, la congruenza stessa non permette movimenti di traslazione del femore rispetto al piatto mobile. In realtà, alcune protesi ultra-congruenti sembrano permettere questa mobilità antero-posteriore tra il femore e l'inserto in PE per l'azione dei muscoli e dei legamenti periarticolari (Figura 10). Quindi, acquista una notevole importanza la geometria della superficie dei piatti e l'interazione meccanica tra il polietilene e la componente femorale per il controllo del roll-back⁴⁴.

La MC² riassume nel suo design molti degli elementi di progettazione sopra illustrati utili a migliorare non solo le performance globali del ginocchio ma anche ad aumentare, verosimilmente, la longevità dell'impianto stesso. L'aumento di conformità e la presenza di una articolazione supplementare fra il terzo condilo e la camma permettono di avere sempre ampie superfici di contatto in tutto l'arco del movimento consentito, senza il rischio di concentrazioni pericolose di stress sulla base tibiale soprattutto ai massimi gradi di flessione. I movimenti multidirezionali del design convenzionale vengono trasformati in movimenti unidirezionali dalla presenza del

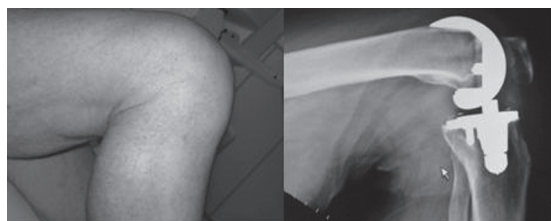


Figura 10. — Impianto TKA ad alta congruenza: presenza di roll-forward del femore o movimento paradossico.

piatto mobile rotante. La camma di postero-stabilizzazione consente di riprodurre in roll-back femorale e di migliorare l'arco di flessione anche nel paziente obeso (Figura 11). La rotazione interna della tibia, che fisiologicamente avviene durante la flessione nel ginocchio sano, è meglio replicata dalla presenza del piatto mobile rotante. La forma del fittoncino alla base dell'inserito in PE e la sua lunghezza, riducono a zero il rischio di espulsione (spinout) del piatto in PE osservato in altri modelli protesici soprattutto con conservazione del crociato. Anche il movimento è risultato ottimale in merito alla massima flessione raggiunta dal paziente, mediamente di 124°. Questo dato trova conforto in altri Autori che hanno paragonato impianti convenzionali ed impianti ad alta flessione osservando nei secondi una flessione superiore di circa 10°³⁹. Anche Bin *et al.* e Gupta confermano la superiorità del piatto PS ad alta congruenza^{39, 40}. Tuttavia, altri autori come Kim e Seon non sembrano rilevare differenze significative in termini di guadagno del ROM in massima flessione^{45, 46}. I diversi studi, purtroppo, non valutano la sede dove è posizionata la camma rispetto al piatto mobile, il profilo posteriore del piatto, l'offset dei condili femorali, il disegno posteriore dell'impegno CAM/post. Riteniamo che tutti questi fattori possono influire significativamente sul risultato finale della flessione del ginocchio andando a spostare posteriormente, in maniera più o meno efficace, il femore rispetto alla tibia e riducendo l'impingement.

La capacità del paziente con MC² di flettere le ginocchia sotto carico senza apprensione, dimostra come la posizione della camma ed il meccanismo post si dimostrino



Figura 11. — Il roll-back femorale della MC² è di 11 mm.

efficaci anche nei gradi estremi del movimento in flessione sotto carico⁴⁷⁻⁴⁹.

Conclusioni

Lo studio appare significativo per trarre delle valutazioni in merito alla bontà dell'impianto ed alle sue caratteristiche di progettazione.

Il giudizio è positivo in merito alla rapida ripresa funzionale del ginocchio ed alle performance generali dell'impianto che permettono un incremento del ROM anche nei pazienti abbastanza obesi. Il recupero del movimento, già nell'immediato postoperatorio e facendo uso del Kinetec solo durante la degenza ospedaliera, è stato estremamente rapido. La componente dolore è stata molto bassa. La forza sviluppata dal QF è risultata considerevole, consentendo al paziente di potersi accovacciare.

La semplicità dello strumentario e la sua essenzialità rende agevole l'impianto non sacrificando la qualità dei tagli e la creazione di spazi ben tensionati in flessione ed estensione.

La MC² appare particolarmente indicata per i pazienti giovani attivi e quelli che richiedono maggiore movimento per le attivi-

tà della vita quotidiana. Verosimilmente un incremento del movimento di 10-15° può rappresentare una significativa differenza per il paziente giovane e della sua capacità di inginocchiarsi, camminare su terreni ripidi, salire le scale, uscire da una macchina di piccole dimensioni.

In futuro la ricerca si concentrerà sempre più sull'analisi della geometria della superficie articolare dei condili, sul piatto mobile e sui meccanismi di stabilizzazione post cam, con l'obiettivo della messa a punto di impianti che possano fornire un modello di cinematica sempre più simile a quello del ginocchio normale. La MC² sembra rappresentare un'innovazione in tal senso.

Riassunto

Obiettivo. È importante la scelta del design quando si decide di impiantare una protesi di ginocchio in un paziente giovane con alte aspettative di vita. Rimane ancora controverso quale sia il metodo migliore per incrementare la flessione del ginocchio. La MC²® è una protesi postero-stabilizzata a piatto mobile rotante ad alta congruenza.

Metodi. Sono state impiantate 15 protesi totali di ginocchio nel periodo 2007-2010 facendo uso della MC²® (C2F, Medifix). L'età media dei pazienti era di 69 anni (max 84 - minima 59). La valutazione è stata clinica e radiografica nonché è stato usato il Knee Society Score (KSS).

Risultati. Al follow-up medio di 2 anni (max 4 anni min 6 mesi) la flessione media è risultata di 124°, il KSS medio di 93 punti. Non vi stata evidenza di comparsa di linee di radiolucenza o altre complicazioni.

Conclusioni. Un inserto meniscale mobile offre la possibilità di migliorare la cinematica del ginocchio e quindi della performance del ginocchio. L'alta conformità fra componente femorale e piatto mobile, insieme alla sua mobilità di tipo rotazionale, permette di ridurre gli stress sul polietilene e le sollecitazioni all'interfaccia protesi-osso. Il meccanismo post-cam il rollback femorale. La MC² riassume questi elementi nel suo design. Nonostante la casistica esigua, possiamo trarre delle conclusioni sulla bontà della MC² che ha dato risultati eccellenti in merito al ROM ed alla soddisfazione generale del paziente. Questo modello appare particolarmente indicato per il trattamento di pazienti giovani con elevate richieste funzionali.

Parole chiave: Ginocchio, artoplastica - Biomeccanica - Qualità della vita.

Bibliografia

1. Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SS, Wyss UP. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *J Orthop Res* 2006;24:770-81.
2. Robertsson O, Dunbar M, Pehrsson T, Knutson K, Lidgren L. Patient satisfaction after knee arthroplasty : a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand* 2000;71:262-7.
3. Montano A, Miele F, Troiani F. Selezione dell'impianto. *GIOT* 2007;33(suppl. 1):S85-S87.
4. Hambright DS, Severson EP, Raccala SR, Bolognesi MP, Browne JA. Image-guided total knee arthroplasty. *Min Ortop Traumatol* 2010;61:183-202.
5. Harato K, Bourne RB, Victor J, Snyder M, Hart J, Ries MD. Midterm comparison of posterior cruciate-retaining versus substituting total knee arthroplasty using the Genesis II prosthesis. A multicenter prospective randomized clinical trial. *Knee* 2008;15:217-21.
6. Kawamura H, Bourne RB. Factors affecting range of flexion after total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 2001;6:248-52.
7. McCalden RW, MacDonald SJ, Kory DJ, Bourne RB. The role of polyethylene design on postoperative tka flexion. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:108-14.
8. Malviya A, Lingard EA, Weir DJ, Deehan DJ. Predicting range of movement after knee replacement: the importance of posterior condylar offset and tibial slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:491-8.
9. Afriat J. Application Number: 10/504633 [Internet]. Available from www.freepatentsonline.com/7351263.html [cited 2011, Mar 8].
10. Insall JN, Dorr LD, Scott RN, Scott WN. Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop Rel Res* 1989;248:13-4.
11. Ewald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Rel Res* 1989;248:9-12.
12. Aglietti P, Buzzi R, Cuomo P, Giron F, Ciardullo A. Protesi di ginocchio a piatto mobile GIOT 2007;33(suppl. 1):S88-S90.
13. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Outten JT, Sharma A. Mobile-bearing total knee arthroplasty: do the polyethylene bearings rotate? *Clin Orthop Relat Res* 2005;88-95.
14. Camera A, Cattaneo R, Tedino R. Utilizzo del piatto in tntalio nella protesi di ginocchio. *Min Ortop Traumatol* 2010;61:159-64.
15. Hoffmann AA, Evanich JD, Ferguson RP, Camargo RP. Ten-to 14-year follow-up of the cementless natural knee system. *Clin Orthop Relat Res* 2001;85-94.
16. Burked DW, O'Connor DO, Zalensky EB, Jasty M, Harris WH. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surgery Br* 1991;73:33-7.
17. Collins DN, Heim SA, Nelson CL, Smith P. Porous-coated anatomic total knee arthroplasty. A prospective analysis comparing cemented and cementless fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1991;267:128.
18. McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Loch KR, Thompson JR, Harper WN. Randomized, prospective study comparing cemented and cementless total knee arthroplasty: results of a pressfit condylar total knee replacement at 5 years. *J Bone Joint Surgery Br* 1998;80:971-7.
19. Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ, Dalessio J. Twenty-year evaluation of the New Jersey LCS

- rotating platform knee replacement. *J Knee Surg* 2002;15:84-9.
20. D'Lima DD, Steklov N, Fergly BJ, Banks SA, Colwell CW Jr. In vivo contact stresses during activities of daily living after knee arthroplasty. *J Orthop Res* 2008;26:1549-55.
 21. McEwen HM, Barnett PI, Bell CJ, Farrar R, Auger DD, Stone MH *et al.* The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *J Biomech* 2005;38:357-65.
 22. Utzschneider S, Datz J, Harrasser N, Jansson V, Paulus A, Plitz W. Studies of contemporary polyethylenes in different total knee designs journal of bone and joint surgery. *J Bone Joint Surg Br* 2004;92-b:671-7.
 23. Bottlang M, Erne OK, Lacatusu E, Sommers MB, Kessler O. A mobile-bearing knee prosthesis can reduce strain at the proximal tibia. *Clin Orthop Relat Res* 2006;105-11.
 24. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, *et al.* Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Relat Res* 2002;7-13.
 25. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE Jr, Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS *et al.* In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1998;356:47-57.
 26. Victor J, Banks S, Bellemans J. Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:646-55.
 28. Lima DD, Trice M, Urquhart AG, Colwell CW Jr. Tibiofemoral conformity and kinematics of rotating-bearing knee prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 2001;235-42.
 29. Martucci EA, Trisolino G, Bracci G, Gozzi E. Il disegno protesico e la cinematica del ginocchio: rapporti e conseguenze. *Min Ortop Traumatol* 2010;61:243-9.
 30. Hill PF, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:1196-8.
 31. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:1189-95.
 32. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop Relat Res* 2003;410:69-81.
 33. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB. Multicenter determination of *in vivo* kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2003;416:37-57.
 34. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Tucker A. A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004;428:180-9.
 35. Dennis DA, Komistek RD, Walker SA, Cheal EJ, Stiehl JB. Femoral condylar lift-off in vivo in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:33-9.
 36. Insall JN, Scuderi GR, Komistek RD, Math K, Dennis DA, Anderson DT. Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment. *Clin Orthop Relat Res* 2002;403:143-52.
 37. Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenuecker H, Moemans A. Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty: influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84:50-3.
 38. Dennis DA, Komistek RD, Scuderi GR, Zingde SM. Factors affecting flexion after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2007;464:53-60.
 39. Bin SI, Nam TS. Early results of high-flex total knee arthroplasty: comparison study at 1 year after surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:350-5.
 40. Gupta SK, Ranawat AS, Shah V, Zikria BA, Zikria JF, Ranawat CS. The PFC sigma RP-F TKA designed for improved performance: a matched-pair study. *Orthopedics*. 2006;29(Suppl):S49-S52.
 41. Huang HT, Su JY, Wang GJ. The early results of high-flex total knee arthroplasty: a minimum of 2 years of follow-up. *J Arthroplasty* 2005;20:674-9.
 42. Laskin R. The effect of a high-flex implant on postoperative flexion after primary total knee arthroplasty. *Orthopedics*. 2007;30(Suppl):86-8.
 43. Weeden SH, Schmidt R. A randomized, prospective study of primary total knee components designed for increased flexion. *J Arthroplasty* 2007;22:349-52.
 44. Bull AM, Kessler O, Alam M, Amis AA. Changes in knee kinematics reflect the articular geometry after arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:2491-9.
 45. Kim YH, Sohn KS, Kim JS. Range of motion of standard and high-flexion posterior stabilized total knee prostheses. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1470-5.
 46. Seon JK, Song EK, Lee JY. Comparison of range of motion of high-flexion prosthesis and mobile-bearing prosthesis in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 2005;28:s1247-50.
 47. Argenson JN, Scuderi GR, Komistek RD, Scott WN, Kelly MA, Aubaniac JM. In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty. *J Biomech* 2005;38:277-84.
 48. Hanratty BM, Thompson NW, Wilson RK, Beverland DE. The influence of posterior condylar offset on knee flexion after total knee replacement using a cruciate-sacrificing mobile-bearing implant. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:915-8.
 49. Sultan PG, Most E, Schule S, Li G, Rubash HE. Optimizing flexion after total knee arthroplasty: advances in prosthetic design. *Clin Orthop Relat Res* 2003;416:167-73.