

## Il sistema modulare Genesis nel trattamento della gonartrosi: 10 anni di esperienza

### *The Genesis total knee arthroplasty in the treatment of gonartrosis: ten years experience*

**M. Innocenti**  
**R. Civinini**  
**M. Villano**

#### **RIASSUNTO**

Gli Autori riportano la loro esperienza nel trattamento della gonartrosi con il sistema protesico di ginocchio Genesis. Tale sistema, nato come uno dei primi impianti di ginocchio modulari (Genesis I), si è poi sviluppato nel tempo soprattutto nella componente femorale, per migliorare la cinematica femoro-rotulea e nei biomateriali, per ridurre l'usura articolare (Genesis II).

Abbiamo potuto controllare 64 casi di Genesis I con un follow-up medio di 7,4 anni (massimo 10, minimo 6 anni) e 118 casi di Genesis II con un follow-up medio di 3,9 (massimo 6, minimo 2 anni).

Nel primo gruppo di pazienti (Genesis I) i risultati della nostra serie dimostrano una percentuale di risultati clinici soddisfacenti, ottimi e buoni del 92,2% ed una percentuale di revisioni dell'1,7%.

Nel secondo gruppo di pazienti relativo alla Genesis II non abbiamo avuto nessuna revisione ed al follow-up finale i risultati eccellenti erano 8 (70,3%), i buoni 32 (27,1%), i discreti 2 (1,7%) ed infine cattivi 1 (0,8%). In questo gruppo abbiamo registrato una percentuale di lateral release 6,3%, con un "patellar score" medio di 27,7.

*Parole chiave: Gonartrosi, Artroprotesi di ginocchio, Articolazione femoro-rotulea*

#### **SUMMARY**

The Authors reports on the results of ten years experience in the treatment of knee osteoarthritis with the Genesis system total knee prosthesis.

64 cases of Genesis I were evaluated at mean follow-up period of 7.4 years (range 6-10 years) and 118 cases of Genesis II were reviewed at a mean follow-up period of 3.9. years (range 2-6 years).

In the first group of patients, results were rated as satisfactory in 92.2% of the cases with only 1.7% of aseptic loosening.

In the second group, we had no revisions and the clinical result were excellent in 8 (70.3%), good in 32 (27.1%), fair in 2 (1.7%) ed poor in one (0.8%). In the latter group the need for lateral release was decreased (6.35) and the mean patellar score at final follow-up was 27.7

*Key words: Knee osteoarthritis, Total knee arthroplasty, Patello-femoral joint*

C.T.O. Il Clinica Ortopedica  
dell'Università di Firenze,  
largo P. Palagi 1,  
50139 Firenze  
Tel. 055 4376841

*Ricevuto il 31 marzo 2003  
Accettato il 10 luglio 2003*

## INTRODUZIONE

Il sistema protesico di ginocchio Genesis nasce alla fine degli anni '80 come evoluzione delle protesi condiliche di I generazione, ricercando nella modularità, in particolare a livello tibiale, il principale elemento di caratterizzazione del sistema.

La protesi Genesis I prevedeva non solo la possibilità di modificare intra-operatoriamente lo spessore del polietilene, aumentando di fatto le opzioni del bilanciamento intra-operatorio, ma soprattutto permetteva di eseguire impianti a conservazione del crociato posteriore o a stabilizzazione posteriore con lo stesso strumentario, valutando intra-operatoriamente la scelta più idonea per il singolo paziente. La modularità era infine completata dalla possibilità di utilizzare steli di estensione sia a livello femorale che tibiale, nonché da cunei e spessori in metallo che permettevano di adattare la protesi anche a casi più problematici. In pratica veniva introdotto il concetto, ormai ampiamente diffuso, di un unico strumentario e di un unico sistema protesico per qualsiasi tipo di ginocchio ed risultati di tale impianto si sono rivelati soddisfacenti sia a medio che a lungo termine<sup>1-4</sup>.

A metà degli anni '90 il sistema subiva comunque un'evoluzione con l'introduzione della protesi Genesis II, modificata soprattutto nella componente femorale, per migliorare la cinematica femoro-rotulea nonché nei biomateriali, per ridurre l'usura articolare.

La protesi era infatti disegnata con i condili posteriori asimmetrici ed un solco rotuleo più anatomico, per facilitare il bilanciamento degli spazi in flessione ed estensione e per migliorare lo scorrimento rotuleo.

Sul versante delle superfici veniva prima introdotto un polietilene più conformato, anche per la versione a conservazione del crociato posteriore e quindi, da circa due anni, la componente femorale in realizzata Oxinium, una nuova superficie di scorrimento studiata per migliorare le prestazioni tribologiche dell'impianto.

Oggetto di questo studio è l'analisi retrospettiva di un gruppo omogeneo di paziente affetti da gonartrosi e trattati con la protesi di ginocchio Genesis presso la nostra clinica negli ultimi 10 anni.

## MATERIALI E METODI

Presso la II Clinica Ortopedica dell'Università di Firenze nel decennio compreso dal 1993 al 2002 sono state

impiantate 324 protesi totali di ginocchio del sistema Genesis.

In dettaglio dal 1993 al 1996 sono state applicate 116 protesi del tipo Genesis I, mentre dal 1997 al 1992 abbiamo impiantato 208 protesi Genesis II. Abbiamo escluso da questo studio le revisioni, i casi post-traumatici, le artropatie infiammatorie, gli esiti di osteotomia e le artropatie di altra natura (emofilia), considerando esclusivamente la artrosi primarie o da deviazione assiale non traumatica; abbiamo comunque incluso in questa valutazione gli esiti di meniscectomia o di debridement artroscopico.

Abbiamo avuto 2 (1,7%) fallimenti, entrambi della protesi Genesis I: in un caso si trattava di un allentamento settico, revisionato in due tempi, in altro caso si trattava di un di un allentamento asettico della componente tibiale a due anni dall'impianto.

Di questa serie, considerando i pazienti esclusi per i criteri metodologici e quelli persi al follow-up abbiamo potuto controllare 64 casi di Genesis I con un follow-up medio di 7,4 anni (massimo 10, minimo 6 anni) e 118 casi di Genesis II con un follow-up medio di 3,9 (massimo 6, minimo 2 anni). In tabella sono riassunti i dati clinici dei due gruppi (Tab. I).

### *Caratteristiche generali delle protesi*

La protesi Genesis I è costituita da una componente femorale anatomica in Cr-Co con uno spessore distale e posteriore di 7,5 mm. La componente tibiale in lega di titanio è asimmetrica per aumentare la copertura tibiale, presenta un piccolo stelo centrale ed accoglie un inserto in polietilene modicamente congruente. Quando si rende necessaria la versione a stabilità posteriore, oltre al diver-

Tab. I.

	Genesis I	Genesis II
N. casi	64	118
Età media	68 (35-84)	69 (48-82)
Maschi/Femmine	33%/67%	38%/62%
Knee score pre-op	43 (12-55)	38 (5-58)
Allineamento pre-op:		
Varo	47 (73,4%)	91 (77,1%)
Neutro	7 (10,9%)	13(11,0)
Valgo	10 (15,7%)	14 (11,9%)
Protesi		
CR (Conservazione LCP)	76,6% (49 casi)	54,2% (64 casi)
PS (Stabilizzazione posteriore)	23,4% (15 casi)	45,8% (54 casi)

so polietilene, occorre assemblare sul femore un modulo di conversione specifico.

La protesi Genesis II si differenzia dal precedente modello in particolare per la geometria femorale caratterizzata da un'asimmetria dei condili posteriori: infatti il condilo posteriore mediale è più sottile del condilo posteriore laterale. In questo modo, anche eseguendo le resezioni anteriori e posteriori simmetriche, lo spazio in flessione rimarrà bilanciato perché il minore spessore del condilo posteriore mediale compenserà il minor spazio mediale in flessione (Fig. 1).

Per quanto riguarda la componente tibiale nella Genesis II lo stelo tibiale è più lungo, medializzato e inclinato di 3° posteriormente; presenta inoltre una chiglia più ampia per una maggiore stabilità rotazionale. In questa versione è stato inoltre introdotta, nella versione a conservazione del crociato posteriore un polietilene "Dished", cioè maggiormente congruente. Il sistema è poi completato da una versione superstabilizzata e da un modello a piattaforma rotante.

Negli ultimi 2 anni il sistema è stato sviluppato, dal punto di vista tribologico, con l'introduzione delle componenti femorali in Oxinium, una lega di Zirconio e Niobio che, riscaldata a temperatura di 700 °C in presenza di ossigeno forma uno strato superficiale di ossidazione di 5 mm sotto forma di diossido di Zirconio. In pratica si realizza una ceramizzazione della lega che, in vitro, ha dimostrato di avere una durezza superiore di 3 volte al cromo-cobalto-molibdeno, un coefficiente di frizione nettamente inferiore, una resistenza all'abrasione 10.000 maggiore, ma soprattutto le simulazioni in laboratorio hanno

dimostrato un'usura del polietilene inferiore dell'85%: rispetto alle leghe convenzionali.

#### Tecnica chirurgica

In tutti i casi abbiamo utilizzato un'incisione longitudinale mediana, ed una capsulotomia para-rotulea mediale, abbiamo eseguito per prima la resezione tibiale con strumentario extra-midollare e quindi la resezione femorale distale con strumentario intra-midollare.

Nella protesi Genesis I, utilizzando come riferimento i condili posteriori, le resezioni anteriori e posteriori richiedono di norma con 3° di extrarotazione.

La protesi Genesis II consente generalmente di eseguire i tagli anteriore e posteriore in rotazione neutra per la già descritta asimmetria dei condili femorali.

Con questa tecnica permane naturalmente la necessità di verificare l'accuratezza del posizionamento del blocco di taglio rispetto all'asse trans-epicondiloideo e all'asse medio-trocleare, modificandolo ed adattandolo quando necessario; rispetto alla tecnica del riferimento epicondiloideo ha il vantaggio di dare un punto di riferimento di partenza che per noi è stato corretto nel 96,6% dei casi, infatti solo in 4 casi (3,4%) è stato necessario modificare la rotazione della componente femorale.

Completati i tagli abbiamo quindi valutato il bilanciamento degli spazi in flessione ed estensione utilizzando degli appositi spessori. In questo gruppo di pazienti, seguendo le indicazioni suggerite da Laskin, abbiamo utilizzato un impianto a stabilizzazione posteriore nei casi di deformità fissa in varo o valgo superiore ai 15 gradi e nelle contratture in flessione superiori ai 10 gradi.

In tutti i casi abbiamo impiantato le componenti definitive con cemento. Per quanto riguarda la componente tibiale, nella grande maggioranza dei casi (92,9%) abbiamo limitato la cementazione al solo piatto tibiale lasciando lo stelo non cementato, nei rimanenti casi abbiamo esteso la cementazione anche al fittone.

Per quanto riguarda la componente rotulea abbiamo seguito il principio della protesizzazione selettiva, lasciando cioè la rotula non protesizzata quando la superficie cartilaginea era sufficientemente conservata, lo scorrimento femoro-rotuleo congruente, la morfologia rotulea anato-

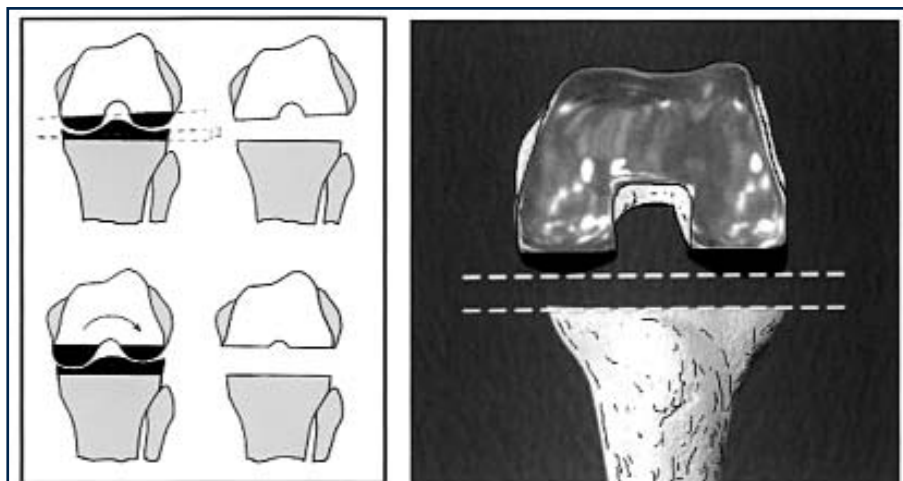


Fig. 1. L'asimmetria del condilo protesico posteriore bilancia lo spazio in flessione dopo resezione simmetrica.

mica ed infine quando non vi fossero segni di artrite o sinovite infiammatoria.

Seguendo questi criteri abbiamo protesizzato la rotula in 192 casi (59,3%), mentre nei rimanenti 132 casi (40,7%) abbiamo lasciato la rotula non protesizzata, eseguendo comunque la rimozione degli osteofiti, la condroplastica e la denervazione rotulea.

Applicate le componenti ed il polietilene definitivo abbiamo valutato lo scorrimento rotuleo dopo aver rilasciato il laccio emostatico ed applicato due punti di sutura alla capsula.

Quando necessario abbiamo eseguito o un release formale, che noi eseguiamo dall'interno all'esterno, o delle perforazioni multiple di detensione del retinacolo.

I pazienti sono stati valutati clinicamente pre-operatoriamente ed al follow-up finale secondo la scheda della Knee Society. Tale scheda prevede un punteggio massimo di 100 punti, ove 50 punti sono riservati al dolore, 25 punti all'arco di movimento e 25 punti alla stabilità medio-laterale ed antero-posteriore. I punteggi superiori a 90 sono stati considerati eccellenti, da 80 a 89 buoni, da 70 a 79 discreti ed infine inferiori a 70 punti cattivi<sup>5</sup>.

Sempre dal punto di vista clinico per valutare l'efficienza dell'apparato estensore nonché della femoro-rotulea abbiamo utilizzato il "Patellar scoring system" che prevede un totale di 30 punti, dei quali 15 vengono attribuiti per il dolore anteriore di ginocchio, 5 per la forza del quadricipite, 5 per la capacità di alzarsi dalla sedia e 5 per la capacità di salire le scale<sup>6</sup>.

La valutazione radiografica è stata eseguita su radiogrammi 30x40 sotto carico in antero-posteriore e latero-laterale, nonché nelle proiezioni di Merchant per la rotula.

Nella valutazione radiografica abbiamo ricercato la presenza di linee radiolucenze o di osteolisi nell'osso periprotetico secondo la divisione in aree proposta sempre dalla Knee Society.

Per quanto riguarda la valutazione dello scorrimento rotuleo abbiamo inoltre distinto le rotule con tilt, sublussazione, e tilt e sublussazione.

La valutazione del Tilt rotuleo è stata eseguita sulla proiezione di Merchant tracciando la tangente alla linea di resezione rotulea o, al maggior asse rotuleo nei casi non protesizzati, e quindi calcolando l'angolo di intersezione con la tangente ai condili femorali.

Il grado di sublussazione è stato quantificato, misurando

in millimetri lo "shift" rotuleo, calcolando la distanza fra l'apice della rotula e il punto più basso della troclea femorale.

## RISULTATI

Nel primo gruppo di pazienti (Genesis I) il punteggio medio pre-operatorio relativo al ginocchio era di 43 (range 12-55) che saliva nel controllo al follow-up finale a 90 (range 52-100).

Più in particolare al follow-up finale i risultati eccellenti erano 43 (67,2%), buoni 16 (25,0%), discreti 4 (6,3%) ed infine cattivi 1 (1,6%).

La flessione media passava da 107° nel pre-operatorio a 116° gradi nel post-operatorio.

L'instabilità medio-laterale, testata in varo-valgo, era inferiore o uguale a 5° in 49 casi (76,6%), mentre era compresa tra 5° e 10° nei rimanenti 15 casi (23,4%).

La instabilità antero-posteriore, valutata con il cassetto a 90 gradi, era inferiore a 5 mm in 35 casi (54,7%) compresa fra 5 e 10 mm in 27 casi (42,2%) ed infine maggiore di 10 mm in 2 casi (3,1%).

Nel secondo gruppo di pazienti relativo alla Genesis II il punteggio pre-operatorio relativo al knee score era di 34 che saliva a 91 nel controllo finale.

I risultati eccellenti erano 8 (70,3%), i buoni 32 (27,1%), i discreti 2 (1,7%) ed infine cattivi 1 (0,8%). La flessione media saliva da 98° nel pre-operatorio a 118° al controllo finale.

Allo stress in varo-valgo l'instabilità medio-laterale era inferiore o uguale a 5° in 94 casi (79,7%), inferiore a 10° nei rimanenti 24 (20,3%). Al cassetto anteriore vi era una traslazione inferiore ai 5 mm in 88 casi (74,6%), compresa fra 5 e 10 mm nei rimanenti 30 (25,4%).

Dal punto di vista radiografico, radiolucenze localizzate sotto il piatto tibiale in zona 1 e 4 erano presenti in 8 casi (12,5%) nel gruppo delle Genesis I, ed in 10 casi (8,5%) nel gruppo delle Genesis II. Radiolucenze attorno al fitto in zone 6, 8, 9 erano presenti in 2 casi (3,1%) entrambi nel primo gruppo (Genesis I).

In tutti i casi le radiolucenze erano insorte entro i primi due anni dall'impianto, e comunque erano inferiori a 2 mm e non evolutive in radiogrammi successivi.

Per quanto riguarda la valutazione sia clinica che radiografica della femoro-rotulea abbiamo potuto registrare

nell'intero gruppo di protesi una percentuale di lateral release rispettivamente del 11,9% (15 casi: 11 casi di release formale in-out, 4 perforazioni multiple) nel gruppo delle Genesis I e del 6,3% (13 casi: 5 release formale in-out, 8 perforazioni multiple) nel gruppo delle Genesis II. Nel gruppo di pazienti controllati al follow-up finale (Tab. II) il "patellar score" medio era rispettivamente di 25,6 punti nel gruppo delle Genesis I e di 27,7 punti nel gruppo delle Genesis II.

Dal punto di vista radiografico alterazione dello scorrimento rotuleo rappresentate da tilt rotuleo erano presenti in 9 casi (14,05) del gruppo I e in 6 (5,0%) del gruppo II. Nella maggioranza dei casi il tilt rotuleo era comunque inferiore ai 5° e non era associato con una sintomatologia clinica. Uno "shift" o spostamento laterale era presente in 5 casi (7,8%) del gruppo I e in 4 (3,3%) del gruppo II.

## DISCUSSIONE

Il significato della modularità nelle protesi di primo impianto risiede nella possibilità di disporre di un sistema flessibile che consente di eseguire le artroprotesi primarie semplici e di poter affrontare quelle complesse senza cambiare strumentario, e ciò sia programmando l'intervento in fase di indicazione preoperatoria sia modificando l'indicazione sul campo mediante l'esecuzione di pochi passaggi accessori. E pertanto possibile eseguire l'impianto con conservazione o sostituzione del crociato posteriore ed in generale scegliere il vincolo intrinseco più adatto, ed implementare l'impianto con spessori, cunei e steli di estensione diafisaria.

Fino dalla sua introduzione il sistema Genesis è stato sviluppato con queste finalità, incrementando nel tempo le opzioni della modularità e quindi la versatilità del sistema.

Per quanto riguarda i risultati in letteratura della protesi Genesis I, Mokris et al., nella prima serie controllata dell'impianto riportano oltre il 99% di risultati soddisfacenti con un follow-up compreso fra 3 e 6 anni, senza segni di allentamento radiografico dell'impianto, anche se riferiscono il 3% di revisioni per problemi di alterato scorrimento femoro-rotuleo<sup>1</sup>.

Chen et al., riportano una sopravvivenza dell'impianto a 10 anni del 97% con una percentuale di risultati clinici soddisfacenti del 97%<sup>2</sup>.

Patella et al., su oltre 300 impianti controllati con un follow-up massimo di 99 mesi, non riportano nessun allen-

Tab. II.

	Genesis I	Genesis II
N. casi	64	118
Lateral release	11,9%	6,3%
"Patellar score" medio	25,6	27,8
Dolore anteriore di ginocchio	7,8% (5 casi)	3,4% (4 casi)
Tilt rotuleo:	9 (14,0%)	6 (5,0%)
< 5°	7 (10,9%)	5 (4,2%)
> 5°	2 (3,1%)	1 (0,8%)
Shift rotuleo:	5 (7,8%)	4 (3,3%)
< 5 mm	4 (6,2%)	3 (2,5%)
> 5 mm	1 (1,6%)	1 (0,8%)

tamento asettico con risultati clinici estremamente soddisfacenti<sup>3</sup>.

Laskin infine riporta una sopravvivenza a 10 anni rispettivamente, del 96% per gli impianti a conservazione del crociato posteriore e del 97% nelle protesi a stabilità posteriore; occorre tuttavia sottolineare come l'Autore riporti una percentuale molto elevata di instabilità antero-posteriore in flessione nel gruppo in cui era stato mantenuto il crociato posteriore<sup>4</sup>.

I risultati della nostra serie, controllata con un follow-up compreso fra 6 e 10 anni, sono analoghi a quelli riportati in letteratura, con un percentuale di risultati clinici soddisfacenti, ottimi e buoni del 92,2% ed una percentuale di revisioni dell'1,7%.

Non trovano pertanto seguito le possibili preoccupazioni legate alla minore congruenza femoro-tibiale sul piano sagittale che in alcuni modelli protesi avevano portato ad una rapida usura del polietilene<sup>7-9</sup>.

Probabilmente l'elemento determinante non è tanto rappresentato dalla geometria del polietilene quanto dalla sua qualità e dal suo spessore minimo, come del resto confermano gli eccellenti risultati a distanza di altri impianti minimamente conformati<sup>10</sup>.

Nondimeno il sistema ha avuto uno sviluppo, legata alla naturale evoluzione delle conoscenze biomeccaniche e cliniche nelle artroprotesi di ginocchio.

L'aspetto che maggiormente caratterizza la Genesis II è l'asimmetria dei condili posteriori che permette di bilanciare lo spazio in flessione senza ricorrere alla extrarotazione della componente femorale.

La extrarotazione della componente femorale si rende necessaria poiché, una volta eseguito il taglio tibiale perpendicolare all'asse meccanico, un resezione femorale



anteriore e posteriore eseguita in rotazione neutra determinerebbe uno spazio trapezoidale in flessione<sup>11</sup>.

L'extrarotazione al contrario permette di realizzare uno spazio rettangolare in flessione e facilita il bilanciamento degli spazi in estensione e flessione del ginocchio.

Il taglio in rotazione esterna determina tuttavia alcune conseguenze, che possono avere un'influenza negativa sul risultato finale dell'impianto.

In primo luogo il taglio in extra-rotazione determina una resezione ossea maggiore nella porzione anterolaterale del femore rispetto a quello antero-mediale, questo non solo può provocare un minore contatto osso-protesi sul versante antero-mediale, ma soprattutto aumenta il rischio di un "notching" della corticale laterale del femore.

La rotazione esterna del femore provoca una lateralizzazione della porzione prossimale del solco rotuleo, migliorando lo scorrimento in estensione, tuttavia realizza contemporaneamente una medializzazione del solco nella sua parte distale, creando così una situazione non anatomica che può alterare lo scorrimento rotuleo in flessione e incrementare gli stress sulla rotula e quindi il rischio di usura e di allentamento.

Infine l'extrarotazione della componente femorale dovrebbe essere accompagnata da una consensuale extrarotazione della componente tibiale per evitare un'incongruenza rotazionale in estensione<sup>12</sup>, tuttavia tale extrarotazione tibiale potrebbe portare una mancata copertura del piatto postero-mediale ed ad un impingment col tendine politeo sul versante postero-laterale.

Nella protesi Genesis II una eguale quantità di osso viene resecata sia sul versante mediale che su quello laterale, infatti il condilo femorale laterale più spesso di quello mediale permette nella maggior parte dei casi di bilanciare direttamente i collaterali in flessione colmando il gap trapezoidale con il suo maggior diametro. In pratica la differenza di spessore nei condili posteriori della protesi Genesis II realizza una rotazione esterna che corrisponde a 3°.

La possibilità, di non extrarotare la componente femorale, determina pertanto una serie di vantaggi: non sco-

stare lo scudo sul lato mediale e non intaccare il lato esterno della diafisi femorale, mantenere la congruenza femoro-tibiale per tutto l'arco di flessione, permettere uno scorrimento rotuleo corretto anche in flessione (Fig. 2), evitare una consensuale extrarotazione della componente tibiale<sup>13-15</sup>.

Evidentemente esistono casi complessi, ed in particolare ginocchia valghe, ove il riferimento ai condili posteriori non è sufficiente, per nessun tipo di impianto e per nessun tipo di strumentario a riferimento posteriore, ad allineare correttamente la componente femorale; in questo caso occorre fare riferimento alla linea di Whiteside o alla linea transepicondilare. Nella nostra serie è stato necessario correggere i tagli solo in 4 (3,4%) casi, 3 dei quali erano ginocchia valghe.

Oltre alla maggiore durata nel tempo, il primo aspetto che ci premeva valutare era se questo impianto potesse migliorare le problematiche femoro-rotulee che, nelle attuali protesi di ginocchio, incidono con una percentuale che può arrivare fino al 15%<sup>16-19</sup>.

In primo luogo dal punto di vista intra-operatorio abbiamo potuto rilevare una ridotta percentuale di casi in cui è stato eseguito un lateral release, rispetto ai modelli convenzionali e, anche quando necessario, è stato quasi sem-



Fig. 2. Paziente trattato a destra con Genesis I e a sinistra con Genesis II. Non tilt, non sublussazione femoro-rotulea.

pre sufficiente eseguire una detensione puntiforme.

In secondo luogo l'incidenza di un alterato scorrimento rotuleo nei controlli radiografici post-operatorio si è rivelata minore, sia per quanto riguarda il tilt rotuleo, sia per quanto riguarda la sublussazione.

In conclusione il sistema modulare Genesis assicura risultati a distanza soddisfacenti e comunque sovrapponibili a quelli delle maggiori casistiche di protesi modulari; la particolare geometria della componente femorale della Genesis II a nostro avviso è in grado di ridurre le problematiche della femoro-rotulea.

L'introduzione dell'Oxinium rappresenta un contributo originale e già in avanzata fase di applicazione nella ricerca relativa alle nuove superfici di scorrimento.

## BIBLIOGRAFIA

- <sup>1</sup> Mokris JG, Smith SW, Anderson SE. *Primary total knee arthroplasty using the genesis total knee arthroplasty system; 3 to 6 years follow-up study of 105 knees.* J Arthroplasty 1997;12:91-8.
- <sup>2</sup> Chen AL, Mujtaba M, Zuckerman JD, Jeong GK, Joseph TN, Wright K, et al. *Midterm clinical and radiographic results with the Genesis I total knee prosthesis.* J Arthroplasty 2001;8:1055-62.
- <sup>3</sup> Patella V, Moretti B, LoBianco G, Pesce V, Battista G, Simone C. *La protesi totale di ginocchio Genesis I.* Bari: Atti Congresso SIGC 1998.
- <sup>4</sup> Laskin RS. *The Genesis total knee prosthesis.* Clin Orthop 2001;388:95-102.
- <sup>5</sup> Ewald FC. *The knee society total knee arthroplasty roetgenographic evaluation and scoring system.* Clin Orthop 1989;248:9-12.
- <sup>6</sup> Kim BS, Reitman RD, Schai PA, Scott RD. *Selective patellar nonresurfacing in total knee Arthroplasty.* Clin Orthop 1999;367:81-8.
- <sup>7</sup> Stiehl JB, Konistek RD, Dennis DA. *Detrimental kinematics of a flat on flat total knee arthroplasty.* Clin Orthop 1999;365:139-48.
- <sup>8</sup> Feng EL, Sthulberg DS, Wixson RS. *Progressive subluxation and polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces.* Clin Orthop 1993;299:60-71.
- <sup>9</sup> Swamy MR, Scott RD. *Posterior polyethylene wear in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty: a case study.* J Arthroplasty 1993;8:439-46.
- <sup>10</sup> Ritter MA, Worland R, Saliski J, Helphenstine JV, Edmondson KL, Keating EM, et al. *Flat on flat, nonconstrained, compression molded polyethylene total knee replacement.* Clin Orthop 1995;321:79-85.
- <sup>11</sup> Laskin RS. *Flexion space configuration in total knee arthroplasty.* J. Arthroplasty 1995;5:657-60.
- <sup>12</sup> Ries MD, Salehi A, Laskin RS, et al. *Can rotational congruity be achieved in both flexion and extension when the femoral component is externally rotated in total knee arthroplasty?* Knee 1998;5:37.
- <sup>13</sup> Laskin RS. *Patellar tracking and flexion space balancing using a femoral component with asymmetrical femoral condyles.* The knee 1999;6:87-93.
- <sup>14</sup> Kaper BP, Woolfrey M, Bourne RB. *The effect of built-in external femoral rotation on patellofemoral tracking in the Genesis II total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 2000;8:964-969.
- <sup>15</sup> Laskin RS, Maruyama Y, Villaneuva M, Bourne R. *Deep-dish congruent tibial component use in total knee arthroplasty.* Clin Orthop 2000;380:36-44.
- <sup>16</sup> Harwin SF. *Patellofemoral complications in symmetrical total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 1998;13:753-62.
- <sup>17</sup> Healy WL, Wasilewski SA, Takei R, Oberlander M. *Patellofemoral complications following total knee arthroplasty: correlation with implant design and patient risk factors.* J Arthroplasty 1995;10:197-201.
- <sup>18</sup> Lynch AF, Rorabeck CH, Bourne RB. *Extensor mechanism complications following total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 1987;2:135-40.
- <sup>19</sup> Theiss SM, Kitziger KJ, Lotke PS, Lotke PA. *Component design affecting patellofemoral complication after total knee arthroplasty.* Clin Orthop 1996;326:183-7.