

Protesi totale di ginocchio non cementata a piatto mobile: uno studio da 4 a 6 anni di follow-up

Uncemented rotating platform total knee replacement (TKA): a four to six years follow-up study

M. Cimmino¹
P. Gozzini²
R. Silvano³

RIASSUNTO

Premessa. L'uso di impianti capaci di riprodurre la più fisiologica funzione articolare e la possibilità di restituire la più corretta funzionalità del ginocchio è una delle sfide del chirurgo ortopedico.

Obiettivi. Analisi clinico-radiografica di un sistema di protesi non cementata con piatto mobile dopo un follow-up medio di 4 anni in 62 impianti.

Metodi. In tutti i pazienti è stato utilizzato lo stesso tipo di impianto, ovvero il sistema Rotaglide (Corin Medical, UK) e tutti gli impianti sono stati eseguiti dallo stesso operatore. Il sistema protesico è fondato su tre componenti: uno tibiale, uno femorale e l'inserito mobile composto da polietilene ad alto peso molecolare (UHMWPE) con *range* di scorrimento di 5 mm.

Risultati. Tutti i parametri sono stati rapportati allo *score* della *Knee Society*, con valutazione della sintomatologia documentata al momento della visita prima dell'intervento.

Conclusioni. Nella nostra esperienza non registriamo fenomeni di osteolisi, di infezione o di mobilizzazione asettica, compreso i casi gravi (artrite reumatoide, obesità, osteoporosi). L'impianto non cementato con piatto mobile sembra essere più fisiologico per la migliore distribuzione del carico sia dal punto di vista biomeccanico che cinematico.

Parole chiave: impianto senza cemento, piatto mobile, rivestimento in idrossiapatite, titanio, distribuzione precoce del carico

SUMMARY

Background. The use of prosthesis to better done physiological joint function and ability to return the most knee function is one of the goals of the orthopedic surgeon.

Objectives. Clinical and radiographic analysis of a cementless prosthesis with mobile bearing after a mean follow-up of 4 years in 62 plants.

Methods. In all patients it was used the same type of cementless prosthesis: Rotaglide (Corin Medical, UK). All implants were performed by the same surgeon. The prosthetic system is based on three components: a tibial, a femur and the insert composed of high molecular weight polyethylene (UHMWPE) with sliding range of 5 mm.

¹ Istituto Policlinico di Monza
² Policlinico, Milano
³ Sanatorio "Guemesh", Buenos Aires, Argentina

Indirizzo per la corrispondenza:
Marzio Cimmino
U.O. Ortopedia e Traumatologia,
Policlinico di Monza,
via C. Amati 111,
20052 Monza
E-mail:
marzio.cimmino@gmail.com
www.marziocimmino.com

*Ricevuto il 15 giugno 2010
Accettato il 1 luglio 2010*

Results. All parameters were related to the Knee Society score, 4 with assessment of symptoms documented during the visit prior to surgery.

Conclusions. In our experience, no record phenomena osteolysis, infection or aseptic mobilization, including serious cases (rheumatoid arthritis, obesity, osteoporosis). The cementless mobile bearing seems to be more physiological for better load distribution and biomechanical kinematics.

Key words: cementless arthroplasty, mobile bearing, coated hydroxyapatite, titanium, early distribution of the load

INTRODUZIONE

La protesi totale di ginocchio è una procedura chirurgica che deve essere finalizzata al recupero funzionale di un'articolazione irreversibilmente degenerata sia dal punto di vista sintomatico che cinematico. Questo può essere realizzato mediante l'uso di impianti tali da riprodurre la più fisiologica funzione articolare. La sfida maggiore per il chirurgo ortopedico è quella di restituire la più corretta funzionalità del ginocchio determinando una condizione clinica duratura nel tempo possibilmente "ermetica" nei confronti dell'usura o delle infezioni. I designer di protesi di ginocchio hanno affrontato per lungo tempo il dilemma di soddisfare i conflitti fisiologici e le problematiche meccaniche. Ogni tentativo di avvicinarsi a un'articolazione normale, necessariamente deve rispettare il principio di assicurare una capacità di movimento vicina alla normalità. Per questo una protesi progettata per assicurare una lunga durata deve essere capace di sopportare in primo luogo lo stress prodotto per le forze di carico¹.

Deve avere, a nostro parere, la capacità di trasmettere le forze di carico in modo uniforme, un po' come avviene nell'aerodinamica, secondo linee di forza in grado di stimolare l'attività osteocitica, così come postulato dai lavori di Huyskes².

Tenendo conto dei concetti biologici necessari a preservare l'interfaccia osso-protesi e convinti di poter preservare maggiormente il *bone-stock* siamo stati incoraggiati ad utilizzare sempre più impianti "biologici" non cementati e a piatto mobile³. L'obiettivo del seguente studio è analizzare i risultati clinici e radiografici di un sistema di protesi non cementata con piatto mobile dopo un follow-up medio di 4 anni in 62 impianti.

MATERIALE E METODI

Pazienti

È stato realizzato uno studio rigoroso e retrospettivo su una serie di casi valutando pazienti operati di protesi totale di ginocchio tra il periodo 2003-2005. Le caratteristiche dell'impianto sono state:

- l'utilizzo di uno stesso impianto non cementato;
- impianto protesi totale di ginocchio (PTG) in 62 casi;
- 4 pazienti deceduti per cause non riconducibili all'intervento;
- in 17 casi non è stato possibile il controllo per diversi motivi (pazienti non residenti o irraggiungibili);
- in 41 ginocchia valutate (39 pazienti, di cui 11 maschi, 28 femmine), 2 sono stati impianti bilaterali;
- l'età media è stata di 73,80 anni (da 61 a 83);
- il follow-up medio è stato di 4,51 anni (4 a 6);
- in 31 casi la patologia è riconducibile a gonartrosi;
- in 8 casi a osteonecrosi e in 2 agli esiti invalidanti di una precedente frattura;
- in 7 pazienti è stata evidenziata una obesità al momento dell'intervento di oltre 100 kg.

Protesi

In tutti i pazienti è stato utilizzato lo stesso tipo di impianto, ovvero il sistema Rotaglide (Corin Medical, UK) e tutti gli impianti sono stati eseguiti dallo stesso operatore. Il sistema protesico è fondato su tre componenti: uno tibiale, uno femorale e l'inserito mobile, che ha la capacità di ridurre le forze di pressione della tibia, e, in rapporto alla forma, aumenta la congruenza femoro-tibiale in tutte le fasi del movimento. La componente femorale possiede un design ad alto grado di congruenza nel range di mobilità di 0° a 110°, ed entrambi i componenti, femorale e tibiale, assicurano limitati tagli ossei⁴. Il piatto mobile è composto da polietilene ad alto peso molecolare (UHMWPE). Possiede uno scorrimento di 5 mm e una rotazione interna o esterna di 12,5°. Le componenti femorali e tibiali contano su una superficie porosa con rivestimento di idrossiapatite, (Bi-coat), e titanio, elemento essenziale, considerato il peculiare modulo di elasticità, per favorire sia la stabilità primaria sia l'osteointegrazione in associazione al substrato cromo-cobalto (Fig. 1)^{5,6}.

Dettagli chirurgici

In tutti i casi è stato eseguito un accesso longitudinale anteriore e capsulotomia paratulea mediale.

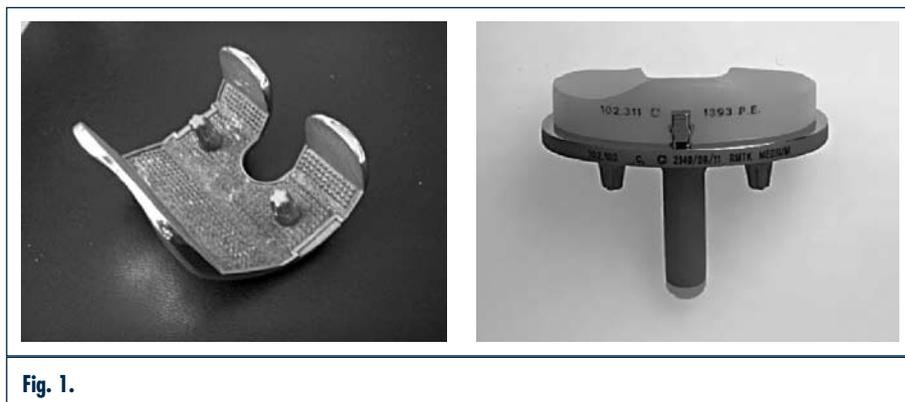
In nessun caso è stata eseguita la protesizzazione della rotula. È stata sempre eseguita la neurotomia periferica e il rimodellamento della rotula o il suo riallineamento o il suo rimodellamento quando necessario (nei gradi 3 e 4 secondo Insall). È stata sempre eseguita la profilassi antibiotica e la prevenzione della trombosi venosa profonda (TVP) mediante eparina a basso peso molecolare. In tutti i casi è stato posizionato drenaggio-redon asportato dopo 48 ore. In tutti i pazienti è stato prescritto il carico completo con iniziale assistenza e la mobilizzazione attiva fondata sul potenziamento del quadricipite (Fig. 2).

Valutazione clinica

La valutazione clinica ha compreso la valutazione del dolore durante la marcia e a riposo; il *range* di mobilità, la stabilità laterale e anteroposteriore. Tutti i parametri sono stati rapportati allo *score* della *Knee Society*⁷, con valutazione della sintomatologia documentata al momento della visita prima dell'intervento (Tab. I).

Valutazione radiologica

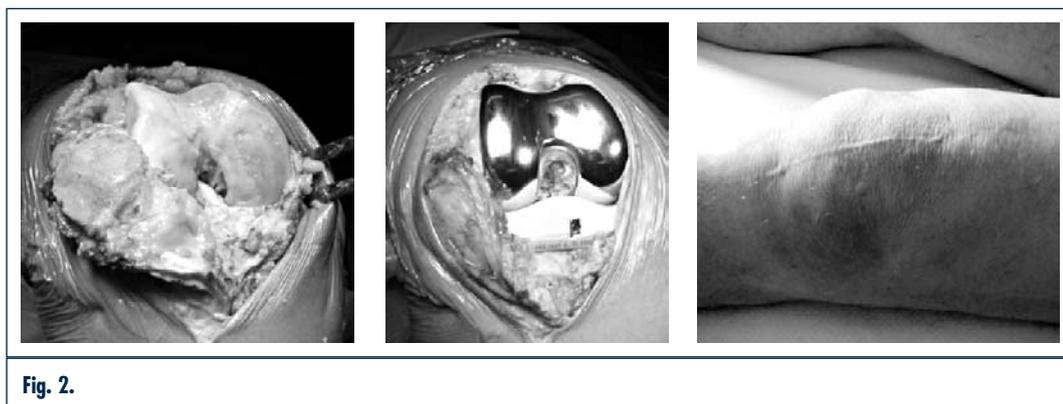
In tutti i pazienti sono state eseguite radiografie standard anteroposteriore e laterale valutando 7 zone per la componente femorale e 10 zone per quella tibiale, stimando la presenza di radiolucenza secondo lo *score* della *Knee Society*⁸, modificato poiché non si associa la valutazione



della componente rotulea né l'orientamento delle componenti (Fig. 3, 4).

RISULTATI

Rispetto alla valutazione funzionale consideriamo buoni risultati 70 punti o più del KSCRS (*Knee Score Clinical Rating System*), e risultati scadenti sotto questo limite. Abbiamo ottenuto 36 (87,8%) buoni risultati e 5 (12,19%) scadenti. La media di punti è stata di 77,43 (88-45). Nella valutazione retrospettiva prima dell'intervento, solo per quanto riguarda il settore relativo al dolore, nell'ambito del KSCRS sono stati registrati in media 20,60 punti (25-0). Mentre nella valutazione del dolore successivo all'intervento la media è stata di 41,09 punti (50-20). Nella valutazione radiografica in nessun caso sono state evidenziate più di 5 zone di radiolucenza, con una media di 0,902 zone (3-0) (Tab. II, Fig. 5).



Tab. I. Knee Society Clinical Rating System.

Dolore	(50 massimo)
<i>Passeggiate</i>	
Nessuno	35
Lieve o occasionale	30
Moderato	15
Grave	0
<i>Scale</i>	
Nessuno	15
Lieve o occasionale	10
Moderato	5
Grave	0
<i>Range di movimento</i>	(25 massimo)
8° = 1 punto	
<i>Stabilità</i>	(25 massimo)
<i>Mediale/laterale</i>	
0-5mm	15
5-10mm	10
+10	5
<i>Anteriore/posteriore</i>	
0-5 mm	10
5-10 mm	8
+10 mm	5
Detrazioni	
<i>Estensione limitata</i>	
No	0
-4°	-2
5-10°	-5
+10°	-10
<i>Contratture flessione</i>	
-5°	0
6-10°	-3
11-20°	-5
+20°	-10
<i>Disallineamento</i>	
5-10°	0
5° = -2 punti	
<i>Dolore a riposo</i>	
Lieve	-5
Moderato	-10
Grave	-15
Nessuno	0

Da Insall et al.⁷.

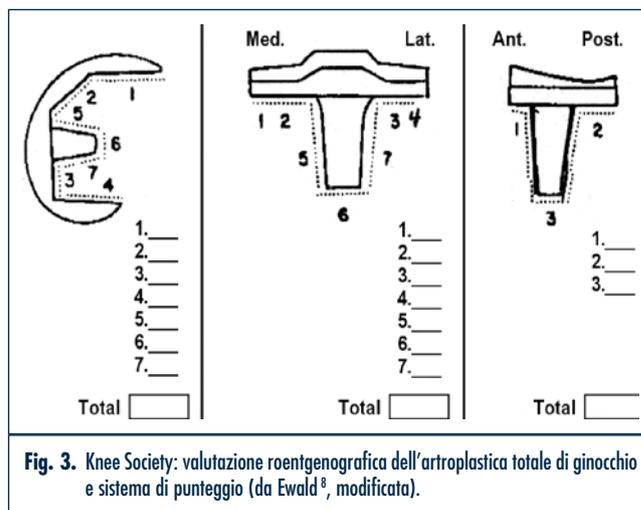


Fig. 4. Persona di 66 anni. Gonartrosi dx in valgismo.

Protesi totale di ginocchio non cementata a piatto mobile
Tab. II.

Paziente	Età	Anno	Totale KSCRS	KSCRS pre-intervento (dolore 50 max)	KSCRS post-intervento (dolore 50 max)	KSTKARESS
K.R	70	2005	81	20	45	0
P.T	68	2005	83	25	50	1
V.T	77	2005	77	25	40	0
G.M	74	2005	78	15	45	1
G.E	76	2003	70	15	30	1
D.A	82	2005	56	15	25	2
M.M	81	2005	82	25	50	1
B.A	76	2004	88	20	50	2
A.G	81	2004	82	20	45	1
B.D	80	2004	81	25	50	1
M.B	73	2005	80	20	40	1
M.A	68	2004	57	15	25	1
	69	2005	83	25	45	1
I.F	75	2005	84	20	45	3
G.A	76	2004	70	20	40	0
R.S	61	2005	82	20	45	2
G.M	71	2004	81	25	40	1
F.C	69	2005	74	20	40	0
F.L	73	2004	81	25	40	0
F.C	75	2005	74	25	45	0
C.P	68	2004	88	25	50	1
C.G	80	2005	76	20	40	1
V.T	76	2004	84	25	45	1
	77	2005	84	25	45	0
C.A	75	2005	74	25	40	3
V.C	80	2005	82	25	45	0
Z.M	73	2004	88	25	45	0
Z.C	68	2003	74	0	40	0
S.F	83	2005	85	20	45	0
Z.M	77	2003	45	15	20	1
S.C	70	2004	76	20	40	1
T.M	62	2005	84	25	45	1
S.C	71	2005	81	25	40	1
P.M	69	2004	65	15	30	0
R.G	73	2005	73	15	35	1
R.M	75	2004	84	20	45	0
R.A	68	2004	75	20	40	2
R.S	80	2005	82	20	40	3
N.L	81	2005	64	15	30	1
P.M	70	2005	83	25	45	0
S.R	75	2004	84	20	45	1
	73,804878	4,51	77,4390244	20,6097561	41,097561	0,90243902

CONCLUSIONI

Crediamo che anche se il follow-up di questo lavoro è breve (al momento sono solo quattro anni), è comunque significativo di una sicura osteointegrazione degli impianti, comunque subordinata al design^{9,10}, alla precisione dei tagli femorali e tibiali, alla ricerca della migliore stabilità primaria (*press-fit*), all'uso di materiali capaci di generare osteointegrazione e al rigoroso rispetto dell'equilibrio capsulo-ligamentoso. Nella nostra esperienza non registriamo fenomeni di osteolisi, di infezione o di mobilizzazione asettica, compreso i casi gravi (artrite reumatoide, obesità, osteoporosi)^{11,12}.

L'impianto non cementato con piatto mobile sembra essere più fisiologico per la migliore distribuzione del carico sia dal punto di vista biomeccanico che cinematico¹³⁻¹⁵.

I motivi che ci hanno sempre più incoraggiato e ci hanno irreversibilmente convinto per la scelta di impianti non cementati è il rispetto biologico dell'osso, il ruolo meccanicamente e biologicamente critico del cemento, la sopravvivenza degli impianti cementati, la mancanza di fenomeni di mobilizzazione degli impianti eseguiti.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Polyzoides AJ, Dendrinis GK, Tsakonas H. *The rotaglide total knee arthroplasty. Prosthesis design and early results.* J Arthroplasty 1996;11:453-9.
- 2 Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. *Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations.* Orthopedics 1989;12:1255-67.
- 3 Buechel F. *Rotation is our salvation.* J Arthroplasty 2004;19:27-30.
- 4 Polyzoides AJ, Dendrinis GK, Mavropoulou A. *Late failure and revisions of old-type total knee replacements.* Acta Orthop Belg 1991;57:274-84.
- 5 Epinette JA, Manley MT. *Hydroxyapatite coated total knee replacement: clinical experience at 10 to 15 years.* J Bone Joint Surg 2007;89B:34-8.
- 6 Watanabe H, Akizuki S, Takizawa T. *Survival analysis of a cementless, cruciate-retaining total knee arthroplasty: clinical and radiographic assessment 10 to 13 years after surgery.* J Bone Joint Surg 2004;86B:824-9.
- 7 Insall JN, Dorr L, Scott R, et al. *Rational of The Knee Society Clinical Rating System.* Clin Orthop 1989;248:13-4.
- 8 Ewald FC; The Knee Society. *The Knee Society total arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system.* Clin Orthop 1989;248:9-12.
- 9 Lonner JH, Klotz M, Levitz C, et al. *Changes in bone density after cemented total knee arthroplasty: influence of stem design.* J Arthroplasty 2001;16:107-11.
- 10 Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ, et al. *Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements.* Clin Orthop 2001;388:41-50.
- 11 Van Lenthe GH, de Waal Malefijt MC, Huiskes R. *Stress shielding after total knee replacement may cause bone resorption in the distal femur.* J Bone Joint Surg 1997;79B:117-22.
- 12 Tissakht M, Ahmed AM, Chan KC. *Calculated stress-shielding in the distal femur after total knee replacement corresponds to the reported location of bone loss.* J Orthop Res 1996;14-5:778-85.
- 13 Bohr HH, Lund B. *Bone mineral density of the proximal tibia following uncemented arthroplasty.* J Arthroplasty 1987;2:309-12.
- 14 Regner LR, Carlsson LV, Karrholm JN, et al. *Bone mineral and migratory patterns in uncemented total knee arthroplasties: a randomized 5-year follow-up study of 38 knees.* Acta Orthop Scand 1999;70:603-8.
- 15 Soininvaara TA, Miettinen HJ, Jurvelin JS, et al. *Periprosthetic tibial bone mineral density changes after total knee arthroplasty: one-year follow-up study of 69 patients.* Acta Orthop Scand 2004;75:600-5.
- ?? Buechel FF, Pappas MJ. *The New Jersey long contact stress knee replacement system: biomechanical analysis and clinical evaluation of 918 cases.* FDA panel presentation, Silver Spring, MD, July 1984.
- ?? van Loon CJ, Oyen WJ, de Waal Malefijt MC, et al. *Distal femoral bone mineral density after total knee arthroplasty: a comparison with general bone mineral density.* Arch Orthop Trauma Surg 2001;121:282-5.
- ?? Petersen MM, Olsen C, Lauritzen JB, et al. *Changes in bone mineral density of the distal femur following uncemented total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 1995;10:7-11.



Fig. 5. Anchilosi in persona di 78 anni.