35

Artroprotesi totale di ginocchio a scivolamento stabilizzato in casi limite

G. MINEO, R. ACCETTA, C. MICALE, A. M. PREVITERA e A. SURACE

Estratto da MINERVA ORTOPEDICA
Vol. 47, 1996

EDIZIONI MINERVA MEDICA - TORINO

Artroprotesi totale di ginocchio a scivolamento stabilizzato in casi limite

G. MINEO, R. ACCETTA, C. MICALE, A. M. PREVITERA e A. SURACE

Università degli Studi - Milano
Clinica Ortopedica Traumatologica
Istituto Scienze Biomediche - Ospedale San Paolo
(Direttore: Prof. A. Surace)

Total stabilised sliding knee replacement in limited cases.

In view of the fact that it is still not possible to realise a knee prosthesis whose characteristics are comparable to the normal joint, the main problem, especially in particularly severe pathologies, concerns the reproduction of a sequence of dampened movements in restricted spaces and in the presence of high strains. The authors report the results of their experience using hinged stabilised sliding prostheses (Endo Model) in limited cases of knee pathologies, failure of «traditional» knee prostheses and corrective osteotomies, and confirm the validity of the creation of a new articular movement using these prosthetic models.

Key words: **Knee - Knee prosthesis.**

Attualmente con i materiali disponibili, le loro possibilità di lavorazione ed accoppiamento, non è possibile realizzare una protesi di ginocchio dotata di caratteristiche sovrapponibili all'articolazione naturale, soprattutto per quanto riguarda la riproduzione della complessa sequenza di movimenti, efficacemente ammortizzati, che si svolge in presenza di elevate sollecitazioni ed in spazi estremamente ristretti che rappresenta la caratteristica fondamentale dell'articolazione del ginocchio e dalla quale dipende la normale funzionalità articolare [1]. Uno dei principali limiti dei materiali attualmente disponibili è identificabile nel comportamento negativo in rapporto alle deformazioni scaturenti dalle sollecitazioni sul ginocchio nella normale vita di relazione. Non è possibile, praticamente, ottenere una riduzione ed una equa distribuzione dei carichi nell'ambiente articolare similmente a quanto avviene nell'articolazione normale grazie all'attività sinergica di cartilagine, menischi, legamenti e capsula [2].

Ciononostante le attuali possibilità di sviluppo nella realizzazione di materiali e protesi sempre più idonee sono ancora proiettate alla riproduzione di una cinematica sovrapponibile a quella naturale.

Occorre a tal punto premettere alcune brevi considerazioni di biomeccanica articolare relativa al ginocchio. Mentre la rotazione policentrica del ginocchio sull'asse trasversale di flesso-estensione è sovrapponibile alla cinematica del quadrato articolare, quella attorno all'asse sagittale, così

Comunicazione presentata al 91° Congresso SPLLOT (San Giorgio Canavese, 23-24 settembre 1994).

Indirizzo per la richiesta di estratti: C. Micale - Clinica Ortopedica, Ospedale S. Paolo, Via di Rudinì, 8 - 20142 Milano.

come i movimenti di traslazione, sono direttamente in relazione all'azione di legamenti, cartilagine e muscoli. La rotazione della tibia sull'asse longitudinale, invece, varia a seconda delle condizioni meccaniche; pertanto in condizioni normali, controllata dalla capsula articolare, aumenta con la flessione raggiungendo, attorno ai 30° di flessione, un valore massimo oscillante fra i 15 e 20° che rimane stabile per tutto il residuo movimento di flessione. In presenza di un aumento considerevole del carico assiale la rotazione tibiale viene, invece, limitata dalla capacità di compressione della cartilagine articolare, dal conseguente aumento dell'accoppiamento geometrico delle superfici incongrue e dall'aumento dell'energia di posizione della massa corporea che grava sull'articolazione e consegue al meccanismo di svitamento. Il carico assiale massimo corrisponde a 35 volte il peso corporeo mentre il momento torcente sugli assi trasversali e sagittale corrisponde a 2 volte lo stesso peso corporeo.

Tenendo in considerazione queste note appare evidente come la riproduzione protesica del ginocchio, considerando gli obiettivi essenziali che si pone, ovverosia la riproduzione della morfologia e della funzionalità delle superfici articolari e delle strutture capsulo-menisco-legamentose, risulti particolarmente difficile soprattutto per quanto concerne la riproduzione della sequenza dei movimenti. In relazione a ciò ci si trova di fronte ad una alternativa di base; da una parte ripristinare la funzione articolare reintegrando le superfici articolari, dall'altra creare un neo-movimento articolare. Risultando insufficiente, nei casi estremamente gravi con sovvertimento strutturale e funzionale del ginocchio, la prima di queste soluzioni, paradossalmente obbligata risulta la scelta della creazione di un neo-movimento articolare.

Ricordando che le protesi di ginocchio vanno distinte in relazione al movimento che concedono in costreined, semi costreined e no-costreined (protesi di superficie) queste ultime consentono una sostituzione parziale dell'articolazione che imita la morfologia e la funzione delle superfici articolari e coopera, in sinergia con gli stabilizzatori attivi e passivi anatomici, alla stabilizzazione articolare per una funzione meccanica completa [3,4].

Le protesi costreined e a cerniera, invece, oltre a riprodurre la morfologia delle superfici articolari garantiscono intrinsecamente la stabilità consentendo però una funzione meccanica limitata alla sola flesso-estensione.

Pertanto l'impianto di protesi a scivolamento presuppone, necessariamente, l'integrità degli elementi stabilizzatori articolari, condizione che non risulta necessaria nell'impianto di protesi a cerniera. Tale considerazione risulta ancora più valida potendo disporre di una protesi che superi, senza perderne la funzione, il vincolo della cerniera mediante l'impiego di un perno che si assembla in un giunto sferico e consenta oltre al movimento di flesso-estensione quello di rotazione assiale con scorrimento fisiologico dei condili femorali sui piatti tibiali. Si viene in tale maniera a realizzare un movimento definibile di scivolamento stabilizzato che consente due gradi di libertà, flesso-estensione e rotazione assiale.

Tale tipo di protesi trova una indicazione precipua nei casi di: grave deformazione angolare, grave squilibrio legamentoso, deformità biplanari (varo-flessione o valgo flessione) o triplanari (più frequentemente valgo-flessione-rotazione esterna), contrazione dei tessuti molli peri articolari, lassità articolare, rigidità articolare ed infine grave deficit quantitativo qualitativo del bone stock.

Materiali e metodi

Nel periodo compreso fra il 1992 ed il marzo 1994 sono state impiantate presso la nostra Clinica 25 protesi modello Endo Model stabilizzate mediante cemento acrilico. I 24 pazienti trattati (1 impianto bilaterale) erano 21 di sesso femminile e 3 di sesso maschile con un'età media al momento dell'intervento di 73 anni. In 19 casi (76%) la patologia di base era rappresentata dalla gonartrosi con deviazione assiale grave, in

valgo (14 casi, 73,68%) o in varo (5 casi, 26,32%); nei rimanenti 6 casi (24%) era riscontrabile il fallimento di pregresso trattamento chirurgico, rispettivamente 5 (83,33%) osteotomie correttive e 1 (16,67%) protesi totale di ginocchio no costreined.

Tutti i pazienti sono stati trattati dalla medesima équipe chirurgica e sono stati sottoposti dall'immediato postoperatorio ad intenso programma fisiochinesiterapico.

Il carico a sfioramento con assistenza è stato concesso a partire dalla V giornata postintervento e quello totale a partire dalla seconda settimana postintervento.

Tutti i pazienti sono stati sottoposti, dopo la dimissione, a controllo clinico radiografico periodico, inizialmente a decorrenza mensile e dal III mese postintervento a decorrenza semestrale. La valutazione numerica in sede di tale controllo è stata eseguita secondo lo score della tabella a 100 punti dell'HSS.

Risultati

Dai controlli postoperatori a breve e medio termine si evincono risultati oltremodo confortanti (fig. 1) relativamente all'impiego di tale modello protesico.

Conclusioni

La realizzazione di un impianto protesico finalizzato alla creazione di un neo-movimento articolare risulta essere la soluzione più idonea in patologie che alterano l'anatomia e la funzione del ginocchio. A fronte della logica necessità di corretta indicazione, l'impiego di tali modelli protesici comporta altresì l'adeguamento stretto a precise regole d'impiantistica relativamente all'adeguatezza della lunghezza degli steli endomidollari con la finalità precipua di ripristinare il normale rapporto fra gli assi principali dell'arto inferiore ed al tempo stesso ridurre al minimo i rischi di loosening.

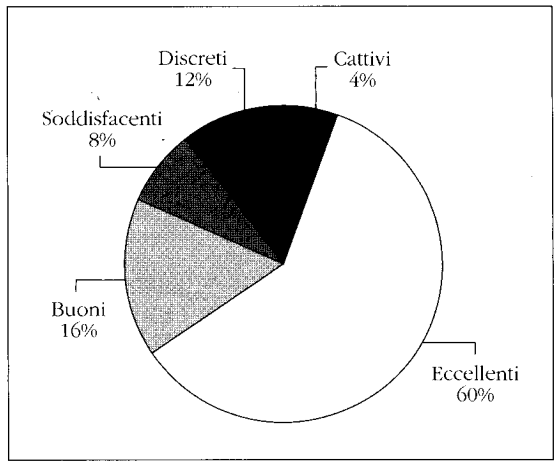

Fig. 1. — Risultati a follow-up medio di 1 anno.

Riassunto

Tenendo presente che attualmente non è ancora possibile realizzare una protesi al ginocchio con caratteristiche sovrapponibili a quelle dell'articolazione normale, la problematica, specie nelle patologie di particolare gravità, riguarda la riproduzione di una sequenza di movimenti ammortizzati in spazi ristretti ed in presenza di sollecitazioni elevate. Sulle basi di tali premesse gli Autori presentano i risultati della loro esperienza con protesi a cerniera a scivolamento stabilizzato (modello Endo Model) nei casi limite di patologie del ginocchio, fallimenti di impianti protesici «tradizionali» ed osteotomie correttive, confermando, con l'impiego di tali modelli protesici, la validità della creazione di un neo-movimento articolare.

Parole chiave: Ginocchio - Artroprotesi totale a scivolamento stabilizzato.

Bibliografia

1. Enghelbrecth E, Nieder E, Strickle E, Keller A. Endoprotesi intercondiloidea per articolazione del ginocchio con possibilità di rotazione-Endo Model. Berlino: Der Chirur Springer Verlag, 1981.
2. Freeman MA, Sculco TP, Todd RC. Total knee arthroplasty in severely damaged knees. JBJS 1977; 59B:64-71.
3. Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing mechanism of the loaded and unloaded knee joint. JBJS 1976;58A:87-90.
4. Markolf KL, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee. The contribution of the supporting structures. JBJS 1976;58A:583-7.