

Sequenza dei tagli ossei e del bilanciamento legamentoso nelle protesi di ginocchio. Scelta indifferente per l'equilibrio degli spazi in flessione-estensione e la congruità rotatoria?

G. Laurà, P. Picci, F. d'Amario

SFI di Chirurgia Riparativa del Ginocchio, V Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Istituto Ortopedico G. Pini, Milano

La protesi di ginocchio è, attualmente, un procedimento chirurgico affidabile che consente eccellenti risultati anche a lungo termine. Ciò nonostante registriamo degli insuccessi dovuti soprattutto a sepsi e danni cutanei, fratture peri-protesiche e, principalmente, a problematiche connesse con l'apparato estensore o di natura meccanica. Queste ultime rappresentano la principale causa del fallimento protesico a distanza e la loro eziologia può essere imputata a fattori relativi al paziente, quali sovrappeso, età, iper-attività, al disegno ed al materiale protesico o alla tecnica operatoria. Quest'ultima ha le maggiori responsabilità sulla qualità dei risultati a breve e lungo termine [1, 2].

Le usure del polietilene, causa delle mobilizzazioni asettiche, sono una tipica rottura da fatica che nel ginocchio sono peculiari, caratterizzate da fessurazioni (cracking), perforazioni, slaminamenti (delamination) [3].

Esse conseguono ad uno stress da contatto che, per certe attività in flessione delle ginocchia, eccede la resistenza lineare del polietilene alla rottura che *in vitro* è stata indicata in 21 Mega Pascal (Mpa) [4] anche se *in vivo* le cose vanno per fortuna meglio. Nel ginocchio, la vicinanza fra carichi di rottura del polietilene e stress da contatto provocati dalle usuali attività quotidiane, fa sì che scelta della protesi e tecnica chirurgica debbano assumere un'importanza determinante ai fini della sopravvivenza e della longevità dell'impianto [5].

Tale accoppiata è un binomio non scindibile dato che la seconda, se corretta, è in grado di prolungare la vita di un impianto di qualità non impeccabile. Viceversa, un cattivo allineamento dell'arto, e/o delle componenti protesiche, o uno squilibrio legamentoso con instabilità articolare, separatamente o in combinazione, non consentono un'adeguata sopravvivenza di una protesi all'avanguardia per qualità di progettazione o di materiali.

Per quel che riguarda le protesi, al di là delle convinzioni personali, l'orientamento ad utilizzare un modello con superfici più o meno congruenti, è sempre un compromesso fra diverse esigenze.

Da un lato vi è la necessità di ridurre l'usura del polietilene. Ciò fa privilegiare l'uso di superfici protesiche più conformi, che consentono più larghe aree di contatto e, quindi, un ridotto stress del polietilene che significa una sua minore usura. Tale condizione paga però il prezzo di un più elevato attrito con maggior rischio di scollamenti asettici. Protesi con tali caratteristiche, quali la Total Condylar di Insall [6], hanno dimostrato una lunga sopravvivenza con modesta usura, negli anni, del polietilene.

Per altri versi, l'esigenza di ridurre l'attrito e limitare le forze di taglio all'interfaccia osso-protesi e, altresì, di riprodurre una cinematica vicina a quella del ginocchio normale, è stata perseguita con la conservazione del LCP e l'utilizzo di superfici piatte, o curve meno conformi, che consentono di mantenere meglio le rotazioni. Tali modelli, caratterizzati da più ridotte aree di contatto articolare e,

quindi, da più elevato stress, hanno dimostrato un'inaccettabile usura da fatica del polietilene tibiale con fessurazioni a partenza dai margini e slaminamenti superficiali, soprattutto per i modelli con superfici più piatte [7]. La loro utilizzazione, alla luce dei risultati clinici, è attualmente sconsigliabile, anche per la loro minor tolleranza, rispetto ai modelli con superfici più curve, di errori anche lievi di allineamento. Tali modelli sono anche stati penalizzati dall'elevata instabilità sul piano sagittale, a causa dell'assenza del LCA, dell'eventuale release del LCP e della loro più elevata tensione postero-mediale sul piano frontale. Tali condizioni hanno creato le premesse a che potessero con maggior frequenza verificarsi delle instabilità, o anche delle sub-lussazioni articolari, a causa dell'usura asimmetrica del polietilene.

Per le sopraesposte considerazioni, le

superfici articolari piatte sono state progressivamente sostituite da forme curve, più congruenti e, in certi modelli, è stata incrementata la conformità dell'impianto utilizzando un disegno protesico femorale caratterizzato da un raggio di curvatura unico [4].

L'esigenza di conciliare un basso stress da contatto, come nei disegni protesici più conformi, con un attrito ridotto, come nelle protesi a superficie piatta, è stata risolta con l'utilizzo di protesi a menisco mobile che hanno dimostrato, soprattutto nelle casistiche di Buechel [8], elevate percentuali di sopravvivenza a lungo termine. In esse, in particolare nei modelli con conservazione del LCP, il rischio di instabilità articolare è più elevato a causa dell'assenza del LCA, eventualmente abbinata ad un disequilibrio dello spazio in flessione.

Qualunque sia la scelta del modello,

bisognerà tener conto di certi fattori, comuni a tutte le protesi, che riguardano modalità di fabbricazione e tecnica di impianto, la cui osservanza è in grado di garantire una maggior longevità per tutti i modelli. Analogamente, si dovrà tener conto della peculiarità dei vari impianti che possono richiedere una specifica maggior attenzione per alcuni piuttosto che per altri particolari di tecnica chirurgica.

Relativamente alla produzione dei manufatti, dovremo informarci e prestare molta attenzione alla qualità del polietilene ad alta densità (UHMWPE) utilizzato, dato che certe sue produzioni sono state la causa principale di gravi fenomeni di usura e di precoci scollamenti asettici [3]. Dovremo altresì conoscere i principi biomeccanici dell'impianto che ci apprestiamo ad impiantare, nonché le peculiarità del disegno protesico e del

Spazio riservato alla ditta DOREM
Clicca in Home Page il bottone
"Sponsor di questo fascicolo"

prodotto finito. Per evitare, almeno, gli insuccessi espressamente legati alle caratteristiche del materiale, dovremo, per il polietilene e per le componenti metalliche, pretendere determinate caratteristiche.

Per quanto attiene al primo elemento, esso deve: possedere un elevato standard qualitativo con ottimale compattezza dell'impasto ed assenza di granuli di polvere in sospensione [3]; essere prodotto su stampi a caldo (molded) piuttosto che tagliato meccanicamente (machined). Inoltre, la sua superficie articolare non deve essere sottoposta a processi di lucidatura o di rifinitura a caldo, che favorisce l'ossidazione degli strati più superficiali e deve essere sterilizzato con ossido di etilene o con raggi gamma sotto vuoto, non in aria, essendo stata, quest'ultima metodica, responsabile, assieme a fattori concomitanti, di rotture da fatica [9]. Ancora, il suo spessore non deve essere inferiore agli 8 mm per cui utilizzeremo componenti tibiali di almeno 10 mm. A tal fine, non bisognerà esitare a resecare una maggior porzione di epifisi tibiale, la cui resistenza meccanica è, nei primi 20 mm, abbastanza simile. Con un più elevato spessore sarà favorito il cedimento o la deformazione strutturale (creep) del polietilene che permetterà una migliore congruenza delle superfici articolari senza che si verifichino delle rotture come avviene, invece, per inserti più sottili.

Daremo altresì la preferenza all'uso di inserti di polietilene a superficie curva (round on round) piuttosto che a quelli a geometria piatta (flat on flat) e ad un blocco stabile del polietilene al piatto metallico. Quest'ultimo dovrà essere possibilmente lucido e senza fori quando viene impiantato con cemento.

Relativamente alle componenti femorali, utilizzeremo protesi asimmetriche, in lega di cromo-cobalto, non di titanio, che è meno resistente alle graffiature che accelerano in maniera esponenziale l'usura del polietilene. Ricercheremo, inoltre, la miglior copertura delle superfici ossee, soprattutto alla tibia, allo scopo di limitare il contatto dell'osso spongioso con l'ambiente articolare ed ostacolare così la penetrazione peri-protesica di detriti, causa di scollamento asettico.

Ai fini della longevità della protesi, sappiamo che l'atto chirurgico ha la massima incidenza sulla qualità dei risultati a breve e lungo termine e, pertanto, la familiarità con le caratteristiche di una certa protesi e del relativo strumentario consentirà di evitare, o meglio ridurre, il numero e l'entità degli errori di tecnica. I principi di base della tecnica chirurgica sono gli stessi per tutti i tipi di protesi anche se certi errori o imperfezioni possono avere una diversa valenza nei differenti tipi d'impianto.

L'asse meccanico dell'arto dovrà essere vicino a 0° ed evitare soprattutto il varo, in particolare della componente tibiale. Tale assunto è categorico nel trattamento della gonartrosi in varo mentre lo è un po' meno per la gonartrosi in valgo in cui un varo di 1°-2° può anche essere ricercato. Allo scopo di misurare correttamente gli assi, nel pre- e post-operatorio, bisognerà esigere dei radiogrammi con proiezioni corrette su cui poter eseguire delle precise misurazioni. A tal fine, un'attenta lettura radiografica, che richiederà anche una tele-Rx in carico, consentirà di evidenziare i difetti di rotazione dell'arto che potrebbero incidere non marginalmente nelle misurazioni. Infatti, per una rotazione esterna, l'arto

apparirà più varo e viceversa più valgo, anche se in minor misura, per una rotazione interna [10].

L'altezza della rima articolare andrà salvaguardata per i suoi riflessi sull'equilibrio legamentoso, soprattutto in flessione, e per i rapporti femoro-rotulei. Una tale condizione esiste spesso pre-operatoriamente per cui non necessariamente tale parametro deve essere giudicato negativamente.

Bilanciamento dei legamenti ed equilibrio della simmetria dello spazio in flessione-estensione sono, assieme al corretto asse dell'arto, e/o dei componenti, i principi basilari della tecnica chirurgica. La loro inosservanza, anche per gli stretti rapporti e la reciproca influenza che tali atti esercitano sulla posizione rotatoria delle componenti protesiche, potranno condurre alla lassità articolare e, conseguentemente, al fallimento meccanico dell'impianto.

Gli errori tecnici, nelle varie possibili combinazioni, inducono un aumento dello stress da contatto o delle forze di taglio la cui incidenza potrà essere differente nei vari disegni protesici. Così, piccoli errori rotatori sono meglio tollerati in una protesi a menischi mobili o a piattaforma rotante piuttosto che in una

postero-stabilizzata (PS) (Fig. 1); analogamente, una residua lassità sul piano frontale, se in estensione, sarà meglio compensata da una protesi con ritenzione del LCP (CR) piuttosto che da una PS e, se in flessione, da una PS piuttosto che da una a menischi mobili.

Alla stessa stregua, per una deviazione in

varo dell'arto, gli stress da contatto saranno più elevati se concomitano più fattori negativi quali la componente tibiale posizionata in varo, il collaterale mediale e/o il LCP in tensione, le superfici del polietilene piatte. Nelle stesse condizioni di allineamento, avremo invece degli stress da contatto più ridotti

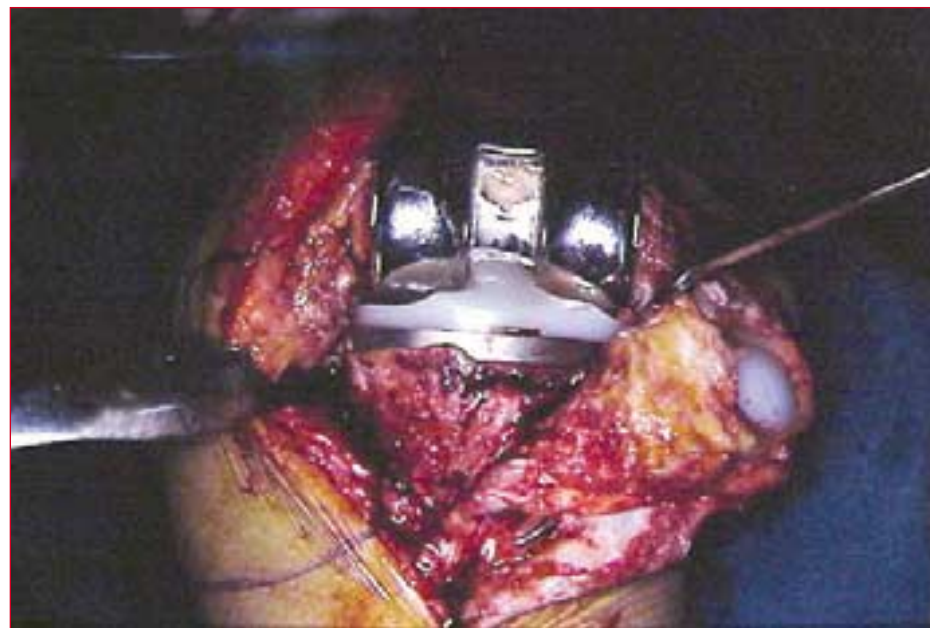


Fig. 1. Revisione di protesi PS dolorosa con squilibrio rotatorio. Usura della camma del polietilene

Spazio riservato alla ditta Mathys Italia

Clicca in Home Page il bottone

"Sponsor di questo fascicolo"

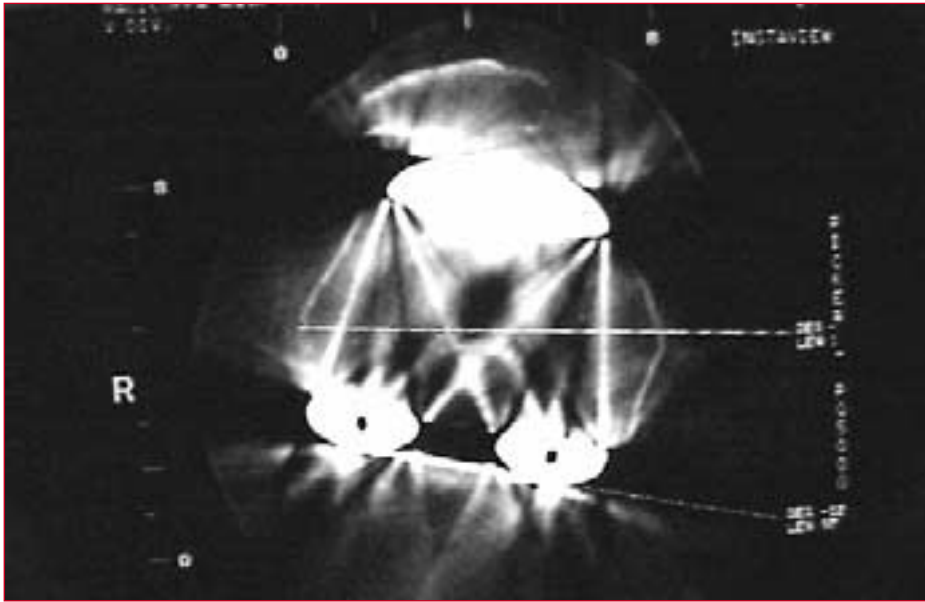


Fig. 2. Intrarotazione di una componente femorale ben evidenziabile alla TAC. Sono tracciati l'asse epicondiloideo e quello dei condili posteriori

in presenza di geometrie protesiche più rotonde, più congruenti, che consentiranno di meglio compensare, sia sul piano coronale che sagittale, un eventuale squilibrio legamentoso.

Gli errori di posizionamento di una protesi potranno essere facilmente diagnosticati a mezzo di Rx, in carico ed in proiezioni corrette, in presenza di lassità legamentose, deviazioni assiali dell'arto e/o delle componenti, squilibri della femoro-rotulea. Per gli errori di rotazione, invece, la radiografia tradizionale è scarsamente significativa e sarà piuttosto dirimente un'indagine TAC (Fig. 2).

Nell'ambito delle rotazioni delle componenti protesiche, sorge spontanea la domanda se uno squilibrio legamentoso in flessione o un'incongrua rotazione delle componenti protesiche possa, in certe condizioni, dipendere dalle sequenze e dalle priorità utilizzate al momento in cui sono stati attuati i tagli ossei ed è stato praticato il bilanciamento dei legamenti e degli spazi in flessione-estensione. Ad essa consegue l'altro interrogativo su quali siano le sequenze da preferire, relativamente a tagli ossei e release dei legamenti, per ottenere un corretto impianto protesico.

La risposta a tali domande non è univoca ed è da mettere in rapporto alle abitudini personali ed alle caratteristiche dello strumentario protesico che può richiedere una certa successione dei tagli e non consentire alternative.

L'attuale orientamento di molti marchi protesici, per l'esigenza di velocizzare i tempi chirurgici e di privilegiare la precisione delle sezioni, è di far eseguire come prima sequenza tutti i tagli femorali, quindi la resezione tibiale e, solo alla fine, il bilanciamento dei legamenti con la protesi di prova *in situ*.

Nell'allineamento rotatorio in flessione della componente femorale e, quindi nelle resezioni antero-posteriori, viene privilegiata, a priori, la rotazione esterna della componente femorale che viene valutata in rapporto ad un asse anatomico di riferimento che, più comunemente, è l'epicondiloideo [11]. Meno frequentemente si utilizza, allo scopo, l'asse verticale di Whiteside [12], quello della diafisi tibiale [13] o il condiloide posteriore, con una rotazione esterna di 3°-4° predeterminata dallo strumentario.

I valori dell'asse epicondiloideo, rappresentato dalla linea che unisce i punti più prominenti degli epicondili [11], presentano però, forse anche per una certa imprecisione nel rilievo dei reperi anatomici, un'ampia variabilità compresa fra i

3° di Laskin e di Insall-Scuderi ed i 6.8° di Akagi, come è possibile rilevare nella Tabella 1. Tali dati possono, altresì, presentare una non trascurabile deviazione standard.

La rotazione esterna della componente femorale è molto spesso indicata per

Tabella 1. Valori degli assi epicondiloidei riportati in letteratura

Autore	Anno	Sesso	Asse epicondiloideo	DS
Insall-Scuderi	1998		3.6°	2.6°
Laskin	1995		3.1°	0.2°
Berger	1993	M F	4.7° 5.2°	3.5° 4.1°
Yoshioka	1995	M F	5° 6°	1.8° 6°
Nagamine	1998		6.2°	1.9°
Matsuda	1998		6°	
Akagi	1999		6.8°	1.8°

creare uno spazio in flessione bilanciato e per favorire un corretto tracking rotuleo, ma non è sempre necessaria o accurata. Se eccessiva, essa può indurre anomalie rotazionali, modificare la lassità in flessione e causare incongruità rotatoria, in flessione e in estensione, che può contribuire all'usura del polietilene soprattutto in presenza di disegni protesici

conformi [14].

Da queste considerazioni sorge la domanda se la rotazione esterna della componente femorale debba essere sempre utilizzata, e in che misura, o se, piuttosto, non vada valutata, di volta in volta, l'opportunità o meno di eseguirla.

A nostro parere essa sarà da evitare, o limitare, in presenza di extra-torsione

Spazio riservato alla ditta Lima-Lto
Clicca in Home Page il bottone
"Sponsor di questo fascicolo"

femorale o, comunque, ridotta rotazione interna dell'anca, come osserviamo nelle coxartrosi iniziali, e nei casi di grave varismo in cui riteniamo più indicato utilizzare delle protesi PS. In quest'ultima condizione, ma anche in casi di deformità meno pronunziate, allorché utilizziamo un modello CR, esiste la necessità di eseguire un ampio release mediale allo scopo di bilanciare l'abituale elevata lassità laterale in estensione. Ciò comporterà, quasi costantemente, la necessità di una sezione simmetrica dei condili posteriori, parallela al loro asse posteriore, senza alcuna rotazione esterna, che creerebbe uno spazio in flessione asimmetrico.

Una tale possibilità, invece, non è evitabile allorché, per abitudini personali o esigenze dettate dallo strumentario protesico, il taglio antero-posteriore dei condili femorali viene eseguito indipendentemente dal bilanciamento legamentoso in estensione, facendo esclusivo riferimento agli assi anatomici indicati in precedenza. Un tale atteggiamento potrebbe, peraltro, essere dettato da una precisa scelta tecnica, privilegiare un più corretto tracking rotuleo piuttosto che un ottimale riequilibrio legamentoso in flessione-estensione.

Per tali considerazioni e, forse, per radicate abitudini, avendo iniziato la nostra esperienza protesica con le PS, che richiedono un ottimale equilibrio legamentoso sul piano coronale, in presenza di deformità in varo di alto grado ci sembra raccomandabile consigliare, quale metodica d'impianto, il sistema classico del tensionamento legamentoso [6]. Con tale tecnica si crea, come primo tempo, lo spazio in estensione che, in caso di gonartrosi in varo di alto grado necessita, per un corretto equilibrio legamentoso, un iper-release mediale. Solo dopo tale gesto si eseguiranno i tagli femorali antero-posteriori che, nelle deformità sopra indicate, per ottenere uno spazio posteriore rettangolare, saranno simmetrici, paralleli alla linea dei condili posteriori, e non richiederanno una rotazione esterna che, se già eseguita, creerebbe uno spazio posteriore trapezoidale.

La classica metodica della tensione legamentosa è il nostro abituale approccio chirurgico anche quando conserviamo il LCP. Pratichiamo dapprima i tagli in estensione di tibia e femore, iniziando da quest'ultimo ed eseguiamo il release mediale con il bilanciamento dei legamenti in estensione. A tale scopo utilizziamo ancora il vecchio spaziatore, ai nostri giorni desueto, che, in virtù della sua superficie piatta, consente una più corretta verifica dell'equilibrio legamentoso. Rileviamo ancora la misura della protesi e valutiamo lo spazio e l'equilibrio in flessione a mezzo di una trazione manuale (Fig. 3) che evita il rischio d'iperdistensione dei legamenti, possibile con i lamina spreaders. Eseguiamo quindi i tagli antero-posteriori ed obliqui facendo riferimento alla simmetria dello spazio in flessione e, quindi, al parallelismo dei condili femorali e del piatto tibiale. Non si trascurerà, prima della resezione, il riferimento anche all'asse epicondiloideo, onde evitare, per un sempre possibile taglio tibiale in varo, una indesiderata rotazione interna della componente femorale, assolutamente da evitare, ovvero un eccesso di rotazione esterna, che è sconsigliabile. Posizionate le componenti protesiche di prova viene controllata l'assenza di lift-off ed il tracking rotuleo che, se non corretto, ci indurrà ad eseguire un release

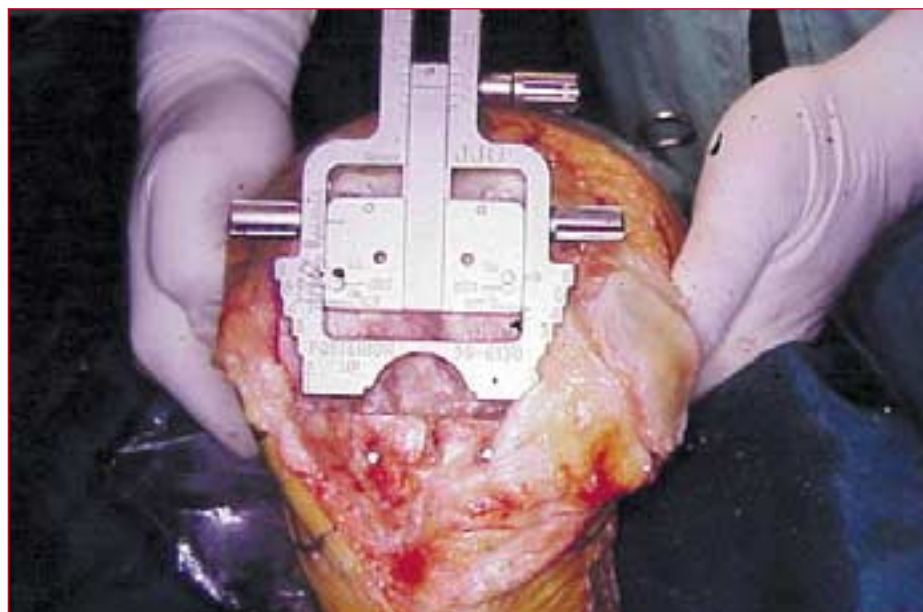


Fig. 3. Gonartrosi in varo: valutazione, con trazione manuale, dello spazio in flessione dopo aver eseguito le resezioni ed il bilanciamento dei legamenti in estensione. Lo spazio posteriore è simmetrico e non è pertanto indicata la rotazione esterna della componente femorale

laterale. Tale gesto può, nelle gonartrosi in varo in cui non è stata eseguita la rotazione esterna della componente femorale, avere una più elevata incidenza rispetto alle metodiche che prevedono il costante riferimento a differenti reperi anatomici.

Conclusioni

Nelle gonartrosi, eccetto che per le deformità in valgo, l'asse dei condili posteriori costituisce un repere affidabile per la valutazione rotatoria della componente femorale. La metodica della tensione dei legamenti che, come primo tempo, prevede il bilanciamento dello spazio in estensione, rappresenta una metodica precisa che permette un accurato allineamento protesico. Gli errori rotatori sono di difficile diagnosi ed andranno sempre espressamente ricercati allorché, in una protesi apparentemente ben equilibrata, sono presenti dolore o segni di mobilizzazione. Per la loro prevenzione è utile una continua verifica dei reperi anatomici al tavolo operatorio e l'eventuale controllo con TAC nel post-operatorio.

Bibliografia

- Wallace AL, Harris ML, Walsh WR, Bruce WJ (1998) Intraoperative assessment of tibiofemoral contact stresses in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:923-927
- Moreland JR (1988) Mechanism of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 226:49-54
- Wrona M, Mayor MB, Collier JP, Jensen RE (1994) The correlation between fusion defects and damage in tibial polyethylene bearings. *Clin Orthop* 299:92-103
- McNamara JL, Collier JP, Mayor MB, Jensen RE (1994) A comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo. *Clin Orthop* 299:105-113
- Wasielowski RC, Galante JO, Leighty RM et al (1994) Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 299:31-43
- Insall J (1984) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York
- Feng EL, Stulberg SD, Wixson RL (1994) Progressive subluxation and polyethylene

- 11-year clinical study. *Clin Orthop* 248:34-49
- Williams IR, Mayor MB, Collier JP (1998) The impact of sterilization method on wear in knee arthroplasty. *Clin Orthop* 356:170-180
- Moreland JR, Basset LW, Hanker GJ (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 69:745-749
- Berger RA, Rubash HE, Soel MJ et al (1993) Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop* 286:40-47
- Whiteside LA, Arima J (1995) The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321:168-172
- Stiehl JB, Cherveney PM (1996) Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 331:47-55
- Ries MD, Salehi A, Laskin RS et al (1998) Can rotational congruity be achieved in both flexion and extension when the femoral component is externally rotated in total knee arthroplasty? *Knee* 5:37-41
- wear in total knee replacement with flat articular surfaces. *Clin Orthop* 299:60-71
- Buechel FF, Rosa RA, Pappas MJ (1989) A metal-backed, rotating-bearing patellar prosthesis to lower contact stresses - An

Spazio riservato alla ditta Ethicon
Clicca in Home Page il bottone
"Sponsor di questo fascicolo"