

Aggiornamento: sviluppo della taglia nelle componenti protesiche di ginocchio

Update: size developing in knee arthroplasty systems

D. Clementi
P.M. Boselli
S. Marzorati

RIASSUNTO

I primi design delle artroprotesi totali di ginocchio erano limitati nel numero delle taglie disponibili al chirurgo. L'evoluzione del design e dello studio della cinematica del ginocchio ha portato ad un aumento delle taglie disponibili al fine di riprodurre più fedelmente l'anatomia del paziente. Tuttavia risulta difficile trovare una serie di taglie ideale, a fronte di differenze antropometriche tra le razze ed ogni individuo. La taglia è infatti uno dei fattori che può influenzare il corretto impianto della protesi, in particolar modo la componente tibiale, e poco è stato finora pubblicato in letteratura a suo riguardo. Pertanto si suggerisce di studiare maggiormente le dimensioni morfologiche del ginocchio dopo i tagli ossei per la preparazione dell'impianto protesico.

Parole chiave: artroprotesi totali di ginocchio, rapporto di superficie della componente del piatto tibiale, variazioni anatomiche del ginocchio, taglia dei sistemi protesici di ginocchio, posizionamento delle artroprotesi totali di ginocchio

SUMMARY

The number of sizes of the first total knee arthroplasty (TKA) were limited. Evolution regarding design and knee kinematic led to an increased number of sizes, this achieved to reproduce more accurately the knee anatomy. The anthropometric differences between races and people make difficult to find an ideal size series. The size of the tibial component is one of the factors which could influence the correct implantation of TKA. The review of the literature showed a paucity of studies regarding the knee morphologic dimensions after bone cuts for the implantation of the prosthetic components, therefore, the authors suggest to consider this aspect for the design of the new TKA.

Key words: total knee arthroplasty, aspect ratio of tibial plateau component, knee anatomic variation, size of knee arthroplasty systems, positioning total knee arthroplasty

Le artroprotesi totali di ginocchio (TKA) sono una procedura dall'esito soddisfacente per trattare varie forme di artropatia del ginocchio, con una percentuale di sopravvivenza a 10 anni per gli impianti primari di vari design variabile dal 95,5 al 100%¹⁻³.

Azienda Ospedaliera Guido Salvini, Presidio Ospedaliero Caduti Bollatesi, Bollate (MI)

Indirizzo per la corrispondenza:

Dott. D. Clementi, Azienda Ospedaliera Guido Salvini, Presidio Ospedaliero Caduti Bollatesi, via Piave 20, 20021 Bollate (MI)
Tel. +39 02 994305247
E-mail: dclementi@aogarbagnate.lombardia.it

*Ricevuto il 15 settembre 2008
Accettato il 18 settembre 2008*

D'altra parte l'esito di un certo numero di TKA è immediatamente deludente o diviene tale dopo poco tempo dall'impianto ^{4,5}. In questi casi, in assenza di complicanze infettive o legate a condizioni mediche generali, il fallimento meccanico è solitamente dovuto al non corretto impianto della protesi, cioè il tipo, la taglia, ed il posizionamento ⁶.

I primi design delle artroprotesi totali di ginocchio erano limitati nel numero delle taglie disponibili al chirurgo. L'evoluzione del design e dello studio della cinematica nella protesica di ginocchio ha portato un aumento delle taglie disponibili al fine di riprodurre più fedelmente l'anatomia del paziente. Un'appropriata taglia dell'impianto può aiutare ad evitare complicanze e a massimizzare il risultato ⁷.

Tradizionalmente, uomini e donne sono stati trattati con un unico sistema protesico, nonostante il fatto che esistano differenze anatomiche tra i sessi. Così sono stati progettati impianti protesici tenendo in considerazione le differenze antropometriche tra i sessi.

Peraltro da quanto è stato pubblicato finora in letteratura, non sono state rilevate differenze tra i sessi nell'impiego di "impianti uni-sex" per quanto riguarda la sopravvivenza (Font-Rodriguez e coll. ⁸ hanno eseguito un follow-up di 2629 TKA a 7 e 21 anni; Wright e coll. un follow-up di 523 TKA a 10 anni) il dolore (Whiteside e coll. hanno eseguito un follow-up di 1110 TKA ⁹) e la rigidità residua (Nelson e coll. ¹⁰ hanno monitorato 1000 TKA). Merrill e coll. ¹¹ monitorando per più di 17 anni 7890 TKA, hanno potuto

concludere che miglioramenti dopo una TKA sono simili per gli uomini e le donne, con poche differenze cliniche significative. In conclusione come riportato da Barrett e coll. ¹² lo sviluppo di differenti sistemi protesici di ginocchio per uomini e donne potrebbe non essere necessario.

Tuttavia tale ipotesi potrà essere eventualmente smentita nei prossimi anni dai risultati a lungo termine degli impianti studiati diversamente per uomini e donne.

Il design delle protesi dovrebbe essere influenzato dai dati antropometrici del ginocchio intesi come un pattern individuale. È fondamentale avere presenti i dati antropometrici dopo la resezione ossea per il design appropriato delle componenti protesiche. È stato condotto un limitato numero di studi riguardo le misurazioni antropometriche del ginocchio umano: riguardo la popolazione caucasica Mensh e Amstutz ¹³, Westrich ¹⁴ e Hitt e coll. ⁷; riguardo la popolazione giapponese Uehara e coll. ¹⁵; riguardo la popolazione coreana Kwak e coll. ¹⁶ (Tab. I). Questi studi hanno dimostrato che esistono differenti valori antropometrici tra le razze. Anche nello stesso individuo esiste un'asimmetria della taglia tra il ginocchio destro ed il sinistro. In letteratura quando sono state eseguite TKA bilaterali una prevalenza di asimmetria della taglia è stata ritrovata per entrambe le componenti, per quella femorale (dal 6,7% al 31%) ^{7,17} e per quella tibiale (21%) ⁷.

La sostituzione protesica del ginocchio richiede un accurato taglio osseo, un adeguato bilanciamento dei tessuti molli, ed un'appropriata copertura delle superfici ossee resecate ¹⁸.

Tab. I. Sommario dei dati morfometrici della tibia prossimale (in mm) nei diversi studi presenti in letteratura.

Autori	ML	AP	Med AP	Lat AP	MLD
Mensch e Amstutz e coll. ¹³	80,3 ± 3,7 (M)		54,3 ± 3,6 (M)	43,5 ± 2,8 (M)	
	70,1 ± 2,8 (F)		46,0 ± 2,1 (F)	38,3 ± 2,6 (F)	
	74,9 ± 6,1 ©		48,9 ± 4,3 ©	45,3 ± 3,7 ©	
Westrich e coll. ¹⁴		42,9 ± 6,8 ©			
Uehara e coll. ¹⁵	83,0 ± 6,2 (M)	53,8 ± 6,6 (M)			
	71,7 ± 4,0 (F)	46,6 ± 3,6 (F)			
	74,3 ± 6,6 ©	48,3 ± 5,4 ©			
Hitt e coll. ⁷					5,2 ± 3,1 (M) 4,3 ± 3,1 (F)
Kwak e coll. ¹⁶	76,1 ± 4,9 (M)	48,2 ± 3,3 (M)	48,5 ± 3,7 (M)	43,5 ± 2,9 (M)	3,9 ± 2,9 (M)
	67,6 ± 3,1 (F)	43,2 ± 2,3 (F)	43,5 ± 2,9 (F)	39,8 ± 2,5 (F)	3,7 ± 2,7 (F)
	71,9 ± 5,6 ©	45,7 ± 3,8 ©	45,9 ± 4,2 ©	42,2 ± 3,7 ©	3,8 ± 2,8 ©

ML: diametro mediolaterale; AP: dimensione anteroposteriore media; Med AP: dimensione anteroposteriore del condilo mediale; Lat AP: dimensione anteroposteriore del condilo laterale; MLD: differenza delle dimensioni Med AP e Lat AP; M: maschio; F: femmina; ©: combinati

La componente tibiale è maggiormente incline a complicazioni nelle TKA se comparata alla componente femorale¹⁹, pertanto diviene importante il corretto posizionamento della componente tibiale per provvedere alla migliore stabilità della protesi nel lungo termine²⁰. Riguardo l'impianto della componente tibiale, bisogna considerare due fattori: una copertura ossea che assicuri un'ottima stabilità ed un soddisfacente allineamento dell'apparato estensore che provveda ad un armonico *tracking* rotuleo. Un ottimale copertura ossea è ottenuta quando la componente tibiale ricopre la maggior parte del piatto tibiale sottostante o più precisamente^{10 21} quando provvede ad un carico corticale massimale sulla circonferenza del piatto²². È stato dimostrato che l'osso corticale è significativamente più resistente nell'area postero-mediale del piatto tibiale²³.

Comunque, il considerare unicamente il solo supporto dell'area postero-mediale fa nascere il rischio di affondamento antero-laterale²⁴.

Questo rischio potrebbe essere diminuito posizionando la componente tibiale non solo nell'area postero-mediale ma anche sull'osso corticale antero-laterale, così da distribuire i carichi più uniformemente sul piatto tibiale e prevenire un'inclinazione anteroposteriore del piatto²⁵.

Il mantenere un soddisfacente *tracking* rotuleo è la seconda condizione da soddisfare per il corretto impianto della componente tibiale correttamente sul piano trasverso. Comunque questa posizione non necessariamente corrisponde con quella calcolata per ottenere un'ottima copertura dell'osso, cioè una posizione di compromesso deve essere raggiunta per far incontrare questi due requisiti.

In caso di impianti con una taglia impropria si può verificare un fenomeno di sporgenza o di sottodimensionamento. Nel periodo perioperatorio questo interferisce con il bilanciamento dei tessuti molli e può indurre malrotazione^{14 26}. Nel lungo periodo, se la componente tibiale risulta essere sottodimensionata, si può verificare dapprima un affondamento della protesi nell'osso spongioso¹⁵ che conduce al malallineamento, quindi un aumento dell'usura del rivestimento e, in ultimo, la mobilizzazione della protesi²⁷.

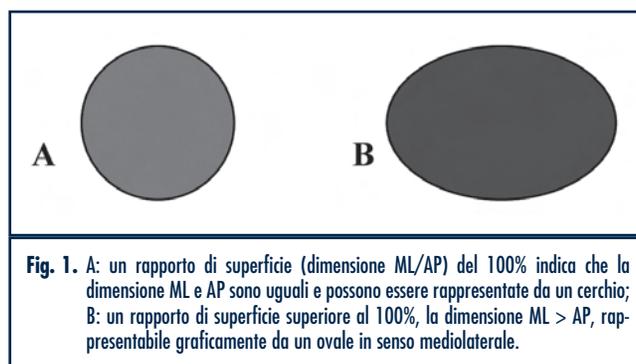
Il termine "rapporto di superficie" definisce il rapporto della dimensione mediolaterale (ML) con quella antero-posteriore (AP) del ginocchio e pertanto si comporta da guida per predire la forma anticipata della protesi. Un rapporto di superficie del 100% indica che la dimensione ML è uguale a quella AP, ed è rappresentabile graficamente da un cerchio. Un rapporto di superficie superiore

al 100% indica che il cerchio diviene un ovale in senso mediolaterale: significa che con ogni aumento della dimensione ML della tibia prossimale la forma diviene più ovale mediolateralmente (Fig. 1).

Degli studi presenti in letteratura riguardo i dati antropometrici, solamente gli studi di Hitt e coll., Uehara e coll. e Kwak e coll. hanno valutato il rapporto di superficie. Basandosi sui dati antropometrici Hitt⁷ e Kwak¹⁶ hanno rilevato un rapporto di superficie variabile di tipo decrementale all'aumentare della dimensione AP del ginocchio; Uehara¹⁵ ha rilevato con i suoi dati che all'aumentare della dimensione ML si ha un rapporto di superficie variabile di tipo incrementale.

Per i convenzionali sistemi protesici simmetrici un rapporto di superficie costante implica una forma ovale relativamente costante e potrebbe portare a problemi di sporgenza o di sottodimensionamento con i cambiamenti della dimensione AP della tibia prossimale¹⁶. I dati morfologici hanno rilevato che il rapporto di superficie è più elevato per le ginocchia più piccole ed è proporzionalmente più basso per le ginocchia più grandi. Ciò significa che passando dalle ginocchia più piccole a quelle più grandi la forma della componente tibiale dovrebbe in teoria essere meno ovale mediolateralmente. La valutazione sia delle dimensioni del piatto tibiale che del design protesico ha mostrato che le taglie degli impianti più piccoli erano relativamente sottodimensionate mediolateralmente, e che allo stesso modo le taglie più grandi risultavano essere relativamente sovradimensionate mediolateralmente secondo i parametri morfologici in esame^{7 16}.

Sia lo studio di Hitt e coll.⁷ che quello di Kwak e coll.¹⁶ riportano che la maggior parte degli impianti presi in considerazione hanno mostrato un rapporto di superficie costante, ma sono presenti anche modelli protesici con rapporti di superficie variabili, sia di tipo incrementale che di tipo decrementale (Fig. 2).



Compito degli Autori è ricordare che quanto riportato presente in letteratura deriva dalla correlazione dei dati antropometrici (*in vivo* e da cadaveri) con le dimensioni dei modelli protesici, non può fornire da solo una misura del risultato finale dell'impianto e non ha la pretesa né la possibilità di affermare la superiorità di un rapporto di superficie.

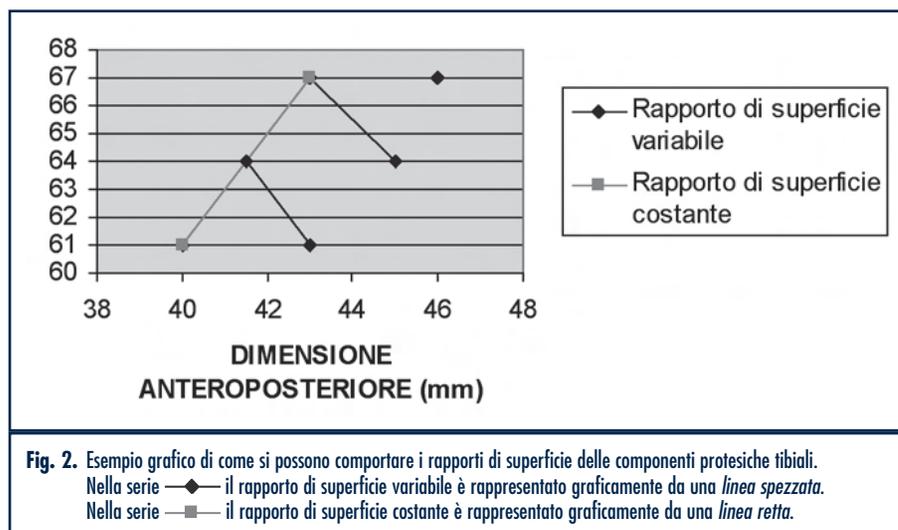
C'è dibattito anche riguardo la forma della componente tibiale, simmetrica o asimmetrica. Il costo degli impianti è comparabile. Bisogna ricordare che il design asimmetrico necessita di una doppia riserva per la sala operatoria,

d'altra parte il numero delle taglie necessarie per adattare le variazioni tibiali rimane lo stesso per entrambi i sistemi²⁴. Diversi autori preferiscono sistemi simmetrici¹⁸, mentre altri invocano l'utilizzo di sistemi asimmetrici per la componente tibiale²⁸; tuttavia non sono presenti risultati significativi che facciano preferire una soluzione al posto dell'altra.

In conclusione, risulta difficile trovare una serie di taglie ideale, a fronte di differenze antropometriche tra le razze ed in ogni individuo. Esiste la necessità di studiare le dimensioni morfologiche del ginocchio dopo i tagli ossei per la preparazione dell'impianto delle componenti protesiche del ginocchio. Probabilmente, la possibilità di avere una serie di taglie con un rapporto di superficie variabile può facilitare la copertura della superficie ossea tibiale. Molti più dati sono necessari per valutare i reali e eventuali effetti clinici degli impianti con differenti rapporti di superficie, sia a livello tibiale che femorale.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ 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.
- ² Wright RJ, Sledge CB, Poss R, Ewald FC, Walsh ME, Lingard EA. *Patient-reported outcome and survivorship after Kinemax total knee arthroplasty.* J Bone Joint Surg 2004;86A:2464-70.
- ³ Khaw FM, Kirk LM, Gregg PJ. *Survival analysis of cemented Press-Fit Codylar total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 2001;16:161-7.



- ⁴ Gioe TJ, Killeen KK, Grimm K, Mehle S, Scheltema K. *Why are total knee replacements revised?: analysis of early revision in a community knee implant registry.* Clin Orthop relat Res 2004;428:100-6.
- ⁵ Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. *Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today?* Clin Orthop Relat Res 2002;404:7-13.
- ⁶ Kelly MA. *Patellofemoral complications following total knee arthroplasty.* Instr Course Lect 2001;50:403-7.
- ⁷ Hitt K, Shurman JR 2nd, Greene K, McCarthy J, Moskal J, Hoeman T, Mont MA. *Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems.* J Bone Joint Surg 2003;85A(Suppl.4):115-22.
- ⁸ Font-Rodriguez DE, Scuderi GR, Insall JN. *Survivorship of cemented total knee arthroplasty.* Clin Orthop 1997;345:79-86.
- ⁹ Whiteside LA. *The effect of patient age, gender, and tibial component fixation on pain relief after cementless total knee arthroplasty.* Clin Orthop 1991;271:21-7.
- ¹⁰ Nelson CL, Kim J, Lotke PA. *Stiffness after total knee arthroplasty.* J Bone Joint Surg 2005;87A(Suppl.1):264-70.
- ¹¹ Ritter MA, Wing JT, Berend ME, Davis KE, Meding JB. *The clinical effect of gender on outcome of total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 2008;23:331-6.
- ¹² Barrett WP. *The need for gender-specific prostheses in TKA: does size make a difference?* Orthopedics 2006;29(Suppl.9):S53-5.
- ¹³ Mensch JS, Amstutz HC. *Knee morphology as a guide to knee replacement.* Clin Orthop Relat Res 1975;112:231-41.
- ¹⁴ Westrich GH, Haas SB, Insall JN, Frachie A. *Resection specimen analysis of proximal tibial anatomy based on 100 total knee arthroplasty specimens.* J Arthroplasty 1995;10:47-51.
- ¹⁵ Uehara K, Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H, Yamano Y. *Anthropometry of the proximal tibia to design a total knee prosthesis for the Japanese population.* J Arthroplasty 2002;17:1028-32.

- ¹⁶ Kwak DS, Surendran S, Pengatteeeri YH, Park SE, Choi KN, Gopinathan P, et al. *Morphometry of the proximal tibia to design the tibial component of total knee arthroplasty for the Korean population*. *The Knee* 2007;14:295-300.
- ¹⁷ Brown TE, Diduch DR, Moskai JT. *Component size asymmetry in bilateral knee arthroplasty*. *Am J Knee Surg* 2001;14:81-4.
- ¹⁸ Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. *Rationale of the Knee Society clinical rating system*. *Clin Orthop Relat Res* 1989;248:13-4.
- ¹⁹ Canale ST. *Campbell's Operative Orthopaedics*. Tenth ed. Vol 1. Philadelphia: Mosby 2003. p. 292.
- ²⁰ Incavo SJ, Ronchetti PJ, Howe JG, Tranowski JP. *Tibial plateau coverage in total knee arthroplasty*. *Clin Orthop* 2004;299:81-5.
- ²¹ Krakov A. *The technique of total knee arthroplasty*. St Louis: Mosby 1990.
- ²² Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD. *Current principles of design for cemented or cementless knees prosthesis*. *Tech Orthop* 1991;6:80-5.
- ²³ Bloebaum RD, Bachus KN, Mitchell W, Hoffman G, Hofmann AA. *Analysis of the bone surface area in resected tibia*. *Clin Orthop* 1994;309:2-10.
- ²⁴ Westrich GH, Laskin RS, Haas SB, Sculco TP. *Resection specimen analysis of tibial coverage in total knee arthroplasty*. *Clin Orthop* 1994;309:163-75.
- ²⁵ Lemaire P, Pioletti DP, Meyer FM, Meuli R, Dörfel J, Leyvraz PF. *Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1997;5:251-7.
- ²⁶ Westrich GH, Agulnick MA, Laskin RSG, Haas SB, Sculco TP. *Current analysis of tibial coverage in total knee arthroplasty*. *Knee*; 1997;4:87-91.
- ²⁷ Stulberg BN, Dombrowski RM, Froimson M, Easley K. *Computer tomography analysis of proximal tibial coverage*. *Clin Orthop Relat Res* 1995;311:148-56.
- ²⁸ Wevers HW, Simurda M, Griffin M, Tarrel J. *Improved fit by asymmetric tibial prosthesis for total knee arthroplasty*. *Med Eng Phys* 1994;16:297-300.