

A. SURACE, C. MICALE, G. MINEO, L. PIETROGRANDE, A.M. PREVITERA

**MID-THIGH PAIN: ESPERIENZE CON PROTESI D'ANCA  
MODELLO S.P., P.M. E FURLONG**

ESTRATTO DA

**BIOMATERIALI**

Vol. 6 - N. 3/4 - 1992

## ***Mid-thigh pain: esperienze con protesi d'anca modello S.P., P.M. e Furlong***

A. Surace, C. Micale, G. Mineo, L. Pietrogrande, A.M. Previtiera

*Clinica Ortopedica Università di Milano  
Istituto di Scienze Biomediche S. Paolo  
Dir. Prof. A. Surace*

---

### RIASSUNTO

*Attraverso la revisione di 215 impianti protesici non cementati (69 P.M., 77 S.P., 36 Furlong e 33 altri steli) gli autori puntano l'attenzione su 6 casi che hanno presentato come complicanza il "mid-thigh pain", dolore in regione crurale insorgente tra i 3 ed i 6 mesi dall'impianto, interpretato in letteratura sia come primo segno di scollamento protesico, che come sintomo di sindrome di adattamento difficile ad esito benigno. Gli A. concludono che raramente il MTP porta alla revisione della protesi e che la sua origine, sebbene multifattoriale, deve essere individuata sul rapporto dimensionale e morfologico stelo osso e sulla stabilità dell'impianto, in quanto micromovimenti tra i 30 ed i 150 micron favoriscono il formarsi di una membrana fibroistocitaria causa di dolore chimico e riassorbimento osseo.*

### SUMMARY

*Analysing 215 cementless hip replacements (69 P.M., 77 S.P., 36 Furlong and 33 other prostheses) the Authors focus their attention on 6 cases that present the mid-thigh pain as major problem. MTP arises between 3 and 6 months after the implant and is considered in literature both as a first sign of loosening of the stem, and as a symptom of a hard adaptation, which has a good outcome. The Authors arrive to the opinion that rarely the MTP lead to the revision of the arthroplasty and that its origin, although multifactorial, has to be found in the dimensional and morphologic bone-stem connection and in the stability of the implant; in fact micromovements between 30 and 150 microns foster the development of fibro-histiocytic membrane, that causes chemical pain and bone resorption.*

---

### Introduzione

Il problema etiopatogenetico e terapeutico sollevato dal dolore crurale, che spesso penalizza l'impianto di steli protesici cementati e non cementati nell'anca nel post-operatorio a medio termine, sembra ancora lontano dall'essere risolto, come provano numerosi e recenti contributi in letteratura. È infatti ancora aperta la questione se il "mid-thigh pain" sia il primo segno di mobilizzazione dell'impianto (7, 14, 17) o se invece costituisca il manifestarsi di una sindrome da adattamento che si risolve nell'arco di pochi mesi con scarico dell'arto e somministrazione di analgici (3, 26).

Se è vero che l'orientamento anormale della reazione ossea che porta all'origine del dolore crurale può dipendere da una genesi multifattoriale (meccanica, piezoelettrica, chimica, da un processo cioè improvviso, imprevisto e non finalizzato, ebbene sappiamo che forse questo fenomeno può essere modificato o percentualmente ridotto solo sfruttando la possibilità di orientare quei processi riparativi rigenerativi che entrano in funzione all'atto dell'impianto protesico, e che si esauriscono quando la bioannessione funzionale ha avuto termine. Le possibilità che abbiamo per influenzare la bioannessione dello stelo protesico sono essenzialmente insite nei materiali, nel disegno e nella tecnica d'impianto, ma non vanno mai

trascurate, anche se spesso sono difficilmente valutabili, le capacità biologiche dell'organismo in generale e dell'osso in particolare in cui viene impiantato lo stelo (2, 5, 8, 9, 12, 13, 16, 18, 19, 20, 23).

Indagini scintigrafiche, condotte presso la nostra Scuola (21), e da altri Autori (25, 24, 22, 11), hanno dimostrato che il persistere di ipercaptazione periprotetica ad oltre un anno dall'intervento rappresenta indizio di non annessione dell'impianto (fenomeno che potrebbe essere definito come "pseudoartrosi dell'impianto").

Sulla base di tali osservazioni abbiamo eseguito una revisione della nostra casistica degli ultimi 7 anni.

## Materiali e metodi

Dal 1983 al 1989, 215 pazienti affetti da coxartrosi primaria, coxartrosi displasica, esiti di necrosi cefalica, fratture medial del collo femorale e revisioni di protesi cementate, in età compresa tra i 21 ed gli 84 a., con prevalenza del sesso femminile (rapporto di circa 2:1), sono stati operati di artroprotesi totale o di endoprotesi biarticolare (a seconda dell'età) ad impianto biologico presso la III Clinica ortopedica dell'Università di Milano. Tali pazienti sono stati sottoposti a controlli clinici sulla funzionalità dell'anca e sulla soggettività, basati su di un punteggio personale rielaborato sulla base di quello classico di Merle-D'Aubigné (21, 4), praticati in postoperatorio a 3-6-12-18 mesi dall'impianto, ed ove possibile anche in epoche successive.

In base al tipo di protesi impiantata abbiamo suddiviso la casistica in vari gruppi. Un primo gruppo (gruppo PM) comprendente 99 pazienti, con età media di 56 anni (minima 21 e massima 78 anni), ha ricevuto una protesi modello Parhofer-Monch.

In 77 pazienti (gruppo SP) è stato impiantato un modello di protesi SP (S. Pauli Prosthesis), in 38 casi il montaggio è stato con testa biarticolare, nei rimanenti è si è trattato di una protesizzazione totale. L'età media degli operati è di 54 anni con variazioni fra i 41 e i 79 anni. Tale protesi ha come caratteristica saliente dimensioni proporzionalmente maggiori nel terzo prossimale rispetto ai due terzi distali; la superficie è dotata di piccole scanalature.

In 6 pazienti sono stati effettuati impianti con steli protesici tipo Furlong rivestiti con idrossiapatite (Gruppo FU), associati a cotile sp.

In un gruppo di 16 pazienti è stata impiantato uno stelo protesico Anaform Proplast (Gruppo AP), rivestito con uno strato di spugna biocompatibile, in 9 casi con testa biarticolare, nei rimanenti 7 casi con cotile protesico SP.

Altri tipi di montaggio protesico prima adottati, ed ora abbandonati, sono lo Schmid-Lord, (gruppo SL) con 12 casi, la P.C.A. e la Mittelmeier, per un totale di 5 casi (gruppo VA).

In totale 168 sono state le artroprotesi e 47 le endoprotesi biarticolari (38 S.P. e 9 Anaform).

La casistica è omogenea per quanto riguarda la tecnica chirurgica: approccio laterale, con paziente in decubito laterale o supino e senza osteotomia del gran trocantere. La durata media dell'intervento è stata di circa 50 minuti, il sanguinamento medio totale intra- e post-operatorio di circa 600 ml. La rieducazione è iniziata al risveglio passivamente ed il carico mediato si è concesso abitualmente in ottava giornata dall'intervento.

## Valutazione clinica

Il risultato clinico dell'impianto protesico è stato buono od ottimo, sia nell'immediato decorso postoperatorio, che a distanza, nella gran parte dei soggetti (Tabella I).

I casi di complicazioni precoci sono stati 8, compresi nel gruppo PM. In due pazienti è comparsa una precoce infezione superficiale in sede di impianto, dominata con terapia antibiotica mirata, senza che si rendesse necessaria una revisione chirurgica. In sei casi si è avuta una tromboflebite dell'asse femoro-popliteo, regredita con opportuna terapia medica.

In due casi si è assistito alla comparsa di una infezione profonda periprotetica a distanza di 1 mese e di 3 mesi, rispettivamente di un impianto endoprotetico biarticolare e di una protesizzazione totale, che hanno reso necessario un secondo intervento di toilette chirurgica e reimpianto protesico dopo terapia antibiotica mirata.

Per quanto riguarda le complicanze a distanza, abbiamo riscontrato 7 casi di calcificazioni sintomatiche, per le quali non si è resa necessaria una specifica terapia, e 7 casi di dolore crurale, 6 casi con impianto protesico tipo P.M. ed 1 con impianto tipo S.P. Il dolore è comparso mediamente dopo un periodo di 4 mesi, con un minimo di 3 ed un massimo di 9, senza altra sintomatologia concomitante, nè riscontro di modificazioni nei parametri bioumorali. Il dolore lamentato da questi pazienti presentava delle caratteristiche particolari che lo differenziano da quei dolori tipici dei primi mesi di recupero funzionale. Esso appare soprattutto al carico, indipendentemente dall'entità dei movimenti articolari.

TABELLA I — RISULTATI CLINICI

Gruppi	Totali	Risultati per gruppi					
		PM	SP	FU	AP	SL	VA
Ottimi	103	22	42	22	6	9	2
Buoni	85	24	34	14	9	3	1
Discreti	22	20	1	0	0	0	1
Cattivi	5	3	0	0	1	0	1
<b>Totali</b>	<b>215</b>	<b>69</b>	<b>77</b>	<b>36</b>	<b>16</b>	<b>12</b>	<b>5</b>

ri, pressoché completi, e si irradia dalla regione crurale verso la coscia, solitamente nel tratto medio, pur potendo talvolta irradiarsi fino al ginocchio o essere riferito anche alla faccia esterna della coscia; non è un dolore acuto e ad insorgenza improvvisa, ma è tendenzialmente sordo; si instaura nell'arco di parecchi giorni (spesso anche un mese) e recede sempre con lo scarico; non è possibile esacerbarlo con manovre esterne e non si apprezzano modificazioni locali del termotato e della sensibilità superficiale.

In questi casi l'indagine scintigrafica ha mostrato ipercaptazione periprotetica, perdurante più a lungo rispetto ai casi senza dolore e distribuita irregolarmente attorno allo stelo protesico rispetto ai casi senza comparsa di dolore.

Il trattamento adottato comprende terapia medica, calcitonina a dosi piene, più o meno associata a vitamina D e coadiuvanti ormonali, terapia fisica, magnetoterapia, ed a scopo antalgico il ricorso ad uno scarico parziale con canadesi.

In 5 pazienti del gruppo PM si è verificata a una graduale regressione della soggettività, fino alla scomparsa, nell'arco di 5-6 mesi dal suo esordio della sintomatologia dolorosa. L'ulteriore indagine scintigrafica eseguita a distanza non ha mostrato modificazioni significative in rapporto all'evento. In un caso il perdurare della sintomatologia dolorosa, nonostante la negatività completa di numerose indagini strumentali (rx, scintigrafia, densitometria), ha reso necessario un intervento di revisione che ha evidenziato la presenza di una man-



*Fig. 1 - Immagine di impianto con stelo Furlong.*

cata bioannessione dello stelo protesico (PM) con possibilità di micromovimenti e facilità alla rimozione dello stelo, dovuti alla presenza di uno strato fibroso periprotetico ed ad un tessuto osseo che non mostrava alcun segno di reattività e con scarsa tenuta meccanica, tanto che si è dovuti ricorrere ad un secondo impianto cementato per poter ottenere una buona stabilità.

Nel gruppo in cui è stato effettuato l'impianto di protesi S.P. si è avuto un solo caso di dolore crurale. In tale caso il dolore, molto modesto ed insorgente solo dopo stazione eretta prolungata, era associato ad una articularità e funzionalità dell'anca completamente sovrapponibili a quella controlaterale normale ed è comparso a circa 6 mesi dall'impianto. In questo caso il dolore si è gradualmente attenuato con la terapia medica ed il riposo, fino ad essere presente solo dopo affati-

camento. La scintigrafia ad un anno mostrava solo modestissima ipercaptazione in regione trocanterica ed in corrispondenza dell'apice dello stelo.

Nessun caso di dolore crurale è stato riscontrato nel gruppo di pazienti in cui sono state impiantate le protesi con rivestimento in idrossiapatite tipo Furlong. Dato il numero ancora limitato di casi di cui si può avere un follow-up superiore ad un anno (periodo per altro durante il quale normalmente compare il mid-tight pain) non ci sentiamo di trarre conclusioni definitive, ma ci sembra poter ipotizzare una più rapida stabile bioannessione dello stelo protesico, soprattutto senza momenti di squilibrio tra le capacità reattive dell'osso e gli aumenti del carico funzionale che si hanno tipicamente ad alcuni mesi dall'intervento quando il paziente riacquista una vita decisamente più attiva.



*Fig. 2 – Immagine di impianto con protesi Parhofer-Munch con mid-thigh pain sottoposto a reimpianto.*

### Valutazione radiologica

È stata eseguita tenendo conto dei segni più salienti descritti in letteratura e variamente interpretati come segni di loosening, di intolleranza o talvolta di bioannessione (7, 1, 6, 14, 17, 19, 26, 3).

Nei casi con comparsa del dolore crurale è stato costantemente osservato, nei radiogrammi di controllo, un certo riassorbimento del calcar femorale, concomitante alla comparsa di ossificazione intramidollare e ad ipertrofia della corticale, all'apice dello stelo protesico. La componente acetabolare non ha mai dato segni di "loosening", di scollamento meccanico, né di allentamento asettico (tutti i cotili erano avvitati).

Incostante ci è parso il fenomeno della stria radiolucida attorno allo stelo protesico; soprattutto non si è

evidenziata nessuna correlazione tra "radiolucent-line" e dolore. Pertanto siamo portati a ritenere che questa immagine radiografica sia più probabilmente un segno variabile della bioannessione del materiale protesico, piuttosto che di intolleranza o di micromovimento, come variamente proposto in letteratura (7, 1, 6, 3, 17).

L'osservazione delle modificazioni morfofunzionali del rapporto stelo protesico e diafisi, in un numero non trascurabile di casi, come segnalato da numerosi Autori (23, 19, 15), porta a ritenere che esista una correlazione fra le caratteristiche anatomiche metadiafisarie del femore ed il disegno protesico. Alcuni Autori, a riprova delle modificazioni biologiche legate a "by-pass" del carico e conseguente "stress-shielding" hanno ritrovato spongiosizzazione femorale prossimale associata ad

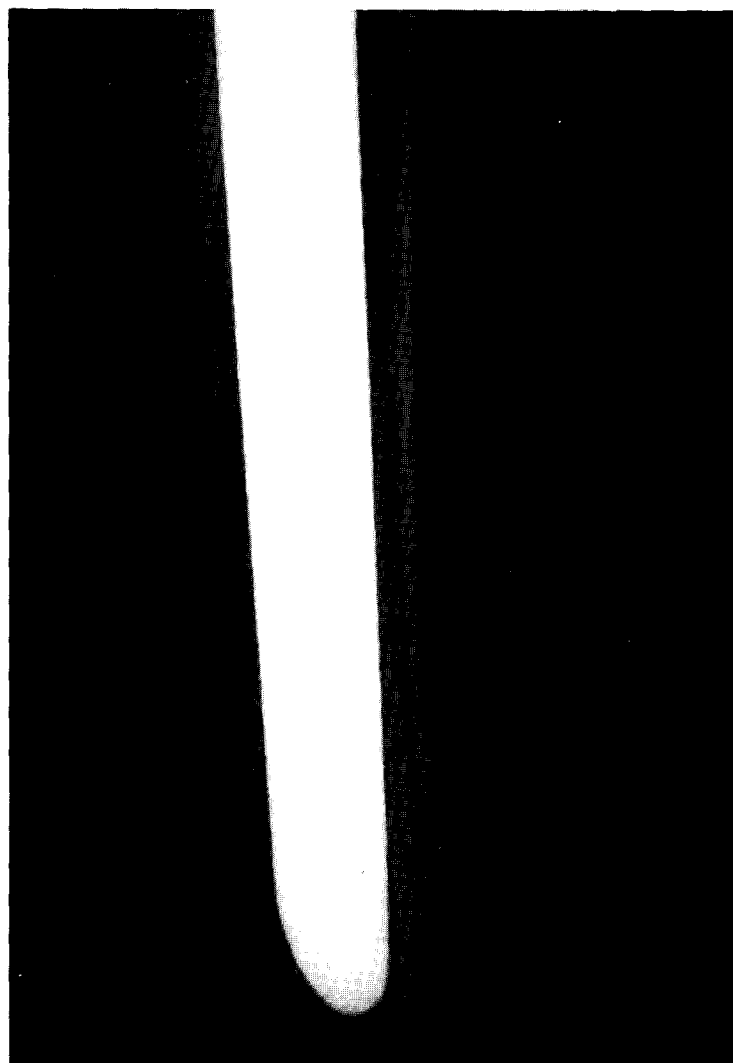


Fig. 3 – Immagine di iniziale stress-shielding all'apice di uno stelo PM con dolore crurale receduto dopo 6 mesi.

ipertrofia mono o bicorticale all'apice dello stelo (3, 19, 6, 7).

### Discussione

La disamina della nostra casistica ed i dati della letteratura, permettono di riconoscere, come assai rilevanti nel determinismo del mid-tight-pain:

- 1) errori di tecnica chirurgica nella geometria impiantistica;
- 2) alterazioni metaboliche o morfologiche esistenti al momento dell'impianto;

- 3) infezioni profonde larvate dell'interfaccia osso-metallo;
- 4) utilizzo di protesi non idonee (disegni atipici);
- 5) presenza di micro-movimenti eccessivi.

Analizzeremo ora i vari punti.

- 1) La tecnica chirurgica codificata nel corso di decenni, risulta comunque non scevra di inconvenienti, nonostante tutti gli sforzi attuali nel tentativo di renderla sempre più affinata. Gli errori sono individuabili radiograficamente già nel controllo postoperatorio e sono a tutti noti: errato livello di osteotomia cervicale, posizionamento del cotile in varismo o in valgismo, abnorme anti o retroversione, adozione di uno stelo di non idonea dimensione, ecc....

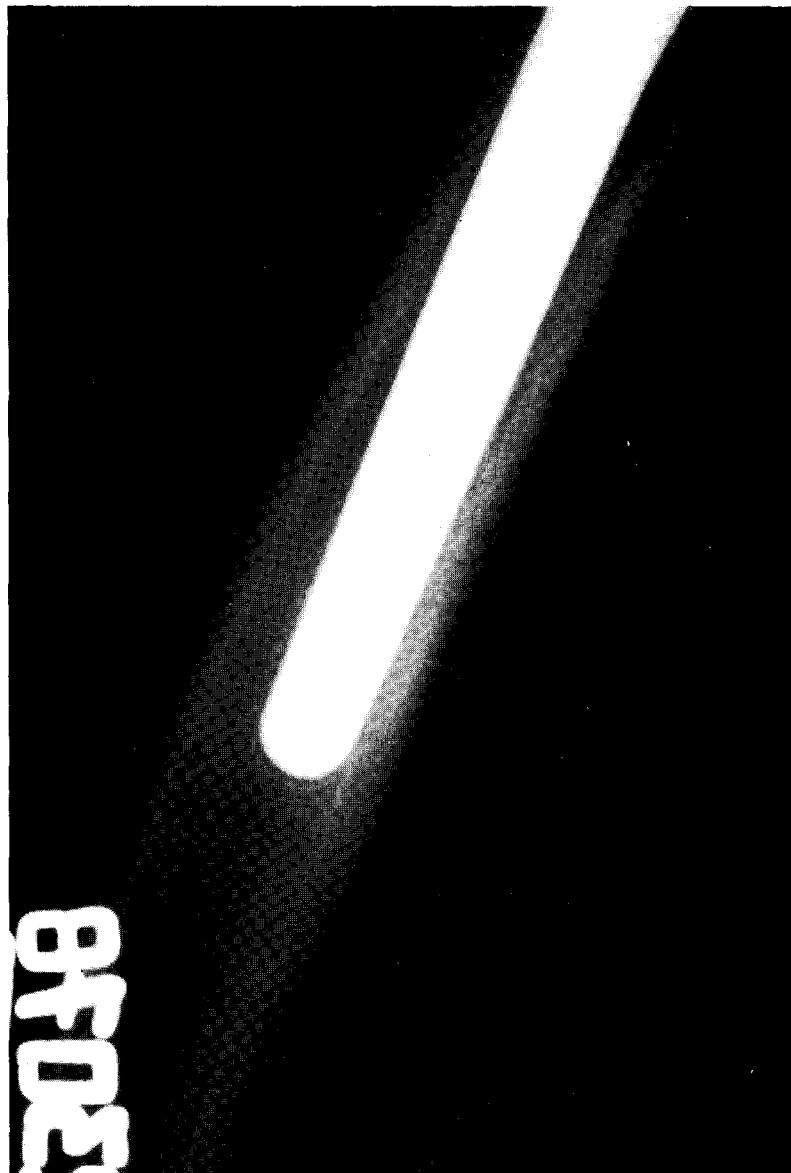


Fig. 4 - Immagine di radio-lucent line nel caso di impianto con stelo SP e dolore crurale.

2) Importanti nel determinismo di condizioni che possono portare al mid-tight pain, sono quelle anomalie, congenite o secondarie a pregressi interventi, del terzo prossimale femorale, che rendono difficile un buon adattamentodello stelo protesico alle pareti del canale in modo uniforme. L'osteoporosi sistemica, invece, sia primitiva che secondaria, non presenta, nella nostra esperienza, correlazione con la comparsa di mid-tight pain". Ma è importante effettuare uno studio preoperatorio radiometrico con l'indice di Singh o con densitometria dicromatica per allestire una adeguata terapia medica, correlata all'età e al sesso. Eventuali altre affezioni concomitanti, che possano interferire con il metabolismo osseo, potranno invece suggerire un comportamento più prudente nella ripresa funzionale.

3) Le metodiche diagnostiche consigliate, quando si ritenga una infezione profonda latente la causa del mid-tight pain, sono: l'esame radiografico eseguito in tempi successivi e l'esame scintigrafico sequenziale con Tc 99 MDP, seguito dalla indagine con Ga 70 citrato, stante la sua affinità con i polimorfonucleati.

4) La stabilità immediata dello stelo, e quindi lo stimolo osteogenetico, dopo test effettuati presso laboratori di biomeccanica, sembra essere in rapporto anche con le caratteristiche metallurgiche della protesi. L'utilizzo di leghe in Titanio 6Al4V, che secondo le più recenti sperimentazione ha un modulo di elasticità prossimo a quello diafisario, trasforma il binomio stabilità primaria e secondaria nel così detto "bone alive". L'utilizzo di un rivestimenti in idrossiapatite sembrerebbe garantire un miglioramento dei processi di annessione diretta da parte dell'osso del materiale protesico, permettendo così un apparente ideale compromesso tra press-fit e bone-ingrowth. Nella nostra casistica i parametri che a nostro avviso meglio connotano uno stelo protesico "ideale" prendono come punto di riferimento la protesi SP che, tra tutti gli impianti valutati ed adottati, ha presentato un solo caso con mid-tight pain (1,2%).

5) La presenza di micromovimenti all'interfacie osso-protesi è evenienza normale, ma è importante che questi micromovimenti non siano tali da superare i 28 micron. Infatti alcuni studi (10) dimostrano che, se i rapporti tra osso e protesi sono compresi in dimensioni sotto i 28 m., lo spazio viene riempito esclusivamente da tessuto osseo neoformato (bone ingrowth). Se questo spazio aumenta viene gradualmente riempito anche da tessuto fibroso, che diviene prevalente quando la distanza raggiunge i 15 micron, distanza alla quale si può parlare di mobilizzazione. Questo tessuto ha caratteristiche fibroistiocitarie ed ha la capacità di secernere prostaglandine (PGE<sub>2</sub>) e tumoral necrosis factor (TNF) se stimolato da micromovimenti. Questi mediatori chimici producono dolore, che a sua volta, tramite una diminuzione del carico favorisce il riassorbimento osseo nella regione femorale prossimale. Il riassorbimento osseo a sua volta incrementa la produzione di PGE<sub>2</sub> e

TNF sia direttamente che consentendo maggiori micromovimenti.

L'ispessimento reattivo all'apice dello stelo, soprattutto per il cosiddetto effetto campana (amplificazione dei micromovimenti all'apice dello stelo per un semplice fattore dimensionale), quando l'appoggio nella regione trocanterica non è sufficiente a stabilizzare lo stelo protesico.

## Conclusioni

Sulla base di quanto riscontrato nei 7 casi di mid-tight pain presenti nella casistica da noi esaminata e dall'analisi della letteratura, è possibile asserire che il mid-tight-pain è da ricondurre ad una genesi apparentemente multifattoriale, ma che in realtà si incentrerebbe soprattutto sul rapporto stelo-osso, e probabilmente sulla base dimensionale e morfologica della protesi. Sembra molto importante anche l'assenza di micromovimenti di intensità compresa tra i 30 ed i 150 micron, che favoriscono una bioannessione solo connettivale e che causano un riassorbimento osseo nella porzione prossimale femorale, e un ispessimento reattivo in corrispondenza dell'apice dello stelo, dove si fa evidente l'effetto campana (amplificazione dei micromovimenti in sede prossimale per presenza di un braccio di leva più lungo).

Potremmo proporre due meccanismi patogenetici per il midthigh pain che mostriamo nella Tabella II e III.

Quindi, nel tentativo di ovviare a questi inconvenienti, si propone uno stelo protesico che sia diverso e più corto di quelli attualmente in uso; inoltre durante le manovre di preparazione del canale femorale la eventuale fresatura, a nostro giudizio, dovrebbe essere effettuata con frese di dimensioni leggermente inferiori a quelle dello stelo nella porzione prossimale e media dello stesso, ma che invece risultino lievemente maggiori in corrispondenza del suo apice, lasciando un minimo spazio attorno ad esso.

TABELLA II — IPOTESI PATOGENETICA PER IL MID-THIGH PAIN

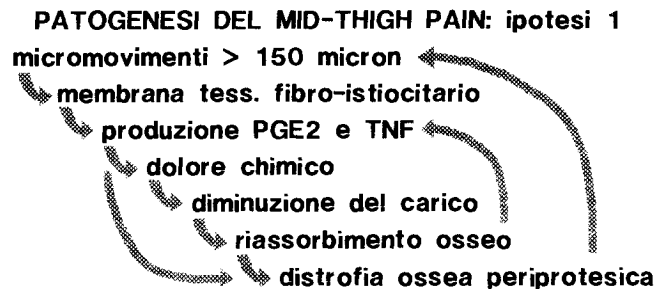
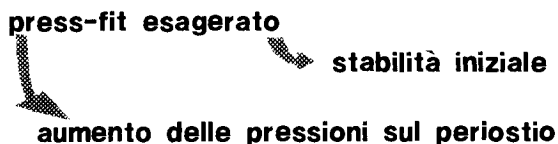




TABELLA III — IPOTESI PATOGENETICA PER IL MID-THIGH PAIN

## PATOGENESI DEL MID-THIGH PAIN: ipotesi 2



Per altro dobbiamo anche sottolineare la presenza di alcuni casi di protesi apparentemente sotto dimensionate, che non hanno mai presentato dolore, come avvenuto anche in 4 casi dove si è avuta la fissurazione della diafisi femorale al momento dell'impianto.

Ci pare infine importante ribadire che l'entità dei disturbi dovuti al mid-tight pain può solo in casi eccezionali indurre complicanze o alterazioni tali da costringere alla ablazione della protesi.

## Bibliografia

- 1) Agins R.J., Salvati E.A.: The nine to fifteen year follow-up of one stage bilateral total hip-arthroplasty. *Orthop. Rel. Sci.*, 1: 109-120, 1990.
- 2) Bartolini F., Tranquilli Leali P.: Gli impianti metallici in chirurgia ortopedica: considerazioni su alcuni casi di fallimento. *Biomateriali*, 1: 39-44, 1988.
- 3) Callaghan J.J., Dysart S.H., Savory C.G.: The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *J. BONE JOINT SURG.*, 70-A, N. 3: 337-346, 1988.
- 4) D'Aubigné R.M., Postel M.: Functional results of hip arthroplasty with acrylic prostheses. *J. Bone Joint Surg.*, 36-A: 451, 1954.
- 5) Engh C.A., Bobyn J.D., Glassman A.H.: Porous-coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, 69-B: 45-55, 1987.
- 6) Engh C.A., Bobyn J.D.: The influence of stem-size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin. Orthop. and Related Res.*, 231: 7-28, 1988.
- 7) Engh C.A., Bobyn J.D., Glassman A.H.: Five years results of porous coated hip replacement with the AML prosthesis. *Orthop. Rel. Sci.* 1: 42-51, 1990.
- 8) Furlong R.: The clinical behaviour of hydroxyapatite ceramic and its dependence on design. Relazione al simposio 'The use of Hydroxyapatite ceramic coating in orthopaedic surgery', Londra 26/10/88.
- 9) Gallinaro P., Brach del Prever E.: Aspetti tecnologici e clinici dell'interfaccia osso-biomateriale. *Biomateriali*, 1: 37-42, 1987.
- 10) Haddad R.J., Cook S.D., Thomas K.A.: Biological fixation of porous coated implants. *J. Bone Joint Surg.* 69-A: 1459, 1987.
- 11) Holder L.E.: Radionuclide bone imaging in the evaluation of bone pain. *J. Bone Joint Surg.*, 64-A: 1391-1396, 1982.
- 12) Huiskes R.: Biochemical analysis of bone-prosthesis structures. Relazione al simposio 'The use of Hydroxyapatite ceramic coating in orthopaedic surgery', Londra 26/10/88.
- 13) Kummer B.: Biomechanics of cemented and uncemented hip endoprostheses. Relazione al simposio 'The use of Hydroxyapatite ceramic coating in orthopaedic surgery', Londra 26/10/88.
- 14) Martucci R. c. Coll.: Le artroprotesi d'anca dolenti: criteri di diagnosi. *Chir. Org. Nov.*, LXXII: 231-240, 1987.
- 15) Noble P.C., Alexander J.W.W., Lindahl L.J., Yew D.T., Granberry W.M., Tullos H.S.: The anatomic basis of femoral component design. *Clin. Orthop. and Related Res.*, 235: 148-165, 1988.
- 16) Noble P.C.: Proximal femoral geometry and the design of cementless hip replacements. *Orthop. Rel. Sci.* 1: 86-92, 1990.
- 17) Phillips T.W., Messieh S.S.: Cementless hip replacement for arthritis. *J. Bone Joint Surg.*, 70-b, (5): 750-755, 1988.
- 18) Poss R., Walker P.S., Spector M., Reilly D.T., Robertson D.D., Sledge C.B.: Strategies for improving fixation of femoral components in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. and Related Res.*, 235: 181-194, 1988.
- 19) Refior H.J., Parhofer R., Ungethum M., Bomer W.: Special problems of cementless fixation of total hip-joint endoprostheses with references to the PM type. *Arch. Orthop. Trauma, Surg.*, 107: 158-171, 1988.
- 20) Surace A.: Chirurgia sostitutiva: protesi d'anca in titanio e porcellana senza cemento. *S. Paolo*, 2: 10, 1983.
- 21) Surace A., Barberis F., Mineo G., Pietrogrande L.: Modulazione cronologica degli ancoraggi protesici biologici. Contributo clinico sperimentale. *Ort. e Traum. oggi*, VIII, (3): 111-122, 1988.
- 22) Utz J.A., Lull R.J., Galvin E.G.: Asymptomatic total hip prosthesis: natural history determined using Tc-99m MDP bone scans. *Radiology*, 161: 509-512, 1986.
- 23) Walker P.S., Robertson D.D.: Design and fabrication of cementless Hip stems. *Clin. Orthop., and Related Res.*, 235: 25-34, 1988.
- 24) Williams F., McCall I.W., Park W.M., O'Connor B.T., Morris V.: Gallium-67 scanning in the painful total hip replacement. *Clinical Radiology*, 32: 431-439, 1981.
- 25) Williamson B.R.J., McLaughlin R.E., Wang G.J., Miller C.W., Teates C.D., Bray S.T.: Radionuclide bone imaging as a means of differentiating loosening and infection in patients with a painful total hip prosthesis. *Radiology*, 133: 723-725, 1979.