

Estratto da:



ortopedia e traumatologia oggi

Vol. VI - n. 5
Settembre - Ottobre 1986

**VALUTAZIONE PERSONALE COMPUTERIZZATA DELLA MORFOGOMETRIA IMPIANTI-
STICA NELLA CHIRURGIA SOSTITUTIVA DELL'ANCA**

A. Surace, A.M. Previtera, G. Mineo

CIC EDIZIONI
INTERNAZIONALI
Via L. Spallanzani, 11 - 00161 Roma

Università degli Studi di Milano
Istituto di Scienze Biomediche
Ospedale «S. Paolo»
Clinica Ortopedica e Traumatologica
Direttore: Prof. A. Surace

VALUTAZIONE PERSONALE COMPUTERIZZATA DELLA MORFOGOMETRIA IMPIANTISTICA NELLA CHIRURGIA SOSTITUTIVA DELL'ANCA

A. Surace, A.M. Previtera, G. Mineo

Riassunto

È stata realizzata una procedura computerizzata che, partendo da un'analisi delle radiografie standard del bacino, consente di ottenere dettagliate informazioni circa la geometria ed i carichi articolari dell'anca normale e protesizzata.

Questi dati vengono utilizzati per una valutazione biomeccanica pre- e postoperatoria nella chirurgia sostitutiva dell'anca.

Parole chiave: Protesi anca, computer.

Summary

It has been made a computerized process which starting from pelvis radiography analysis enables to get detailed information concerning the geometry and the articular loads of normal as well replaced hip.

These data are utilized to make biomechanical evaluation in the hip replacement surgery.

Key words: Hip prosthesis, computer.

Sin dall'inizio di questo secolo la problematica connessa alla biomeccanica della anca è stata ampiamente studiata da vari Autori (Braune, Fisher, Pawels, Kummer, Maquet etc.); ma data la notevole complessità dei calcoli e le difficoltà tecniche di rilevamento dei dati, essa è rimasta molto spesso una pura speculazione teorica, appannaggio di pochi specialisti del settore, mentre la maggior parte dei chirurghi ortopedici, per gli interventi sull'anca, si è basata prevalentemente su elementi piuttosto empirici e soprattutto sull'esperienza personale.

Negli ultimi anni, però, la notevole diffusione dei personal computers, ha consentito,

anche a coloro che non hanno a disposizione sofisticati laboratori, di poter eseguire procedure di calcolo e di analisi, prima impensabili.

Convinti delle notevoli potenzialità che il personal computer può avere in Medicina, abbiamo realizzato una procedura che, partendo dall'analisi dei radiogrammi, consente una dettagliata valutazione della geometria e delle sollecitazioni meccaniche dell'articolazione coxofemorale prima e dopo interventi chirurgici di protesizzazione.

Lo studio analitico delle caratteristiche anatomiche, dei componenti protesici e delle simulazioni computerizzate degli stress consente di approntare un dettagliato progetto preoperatorio per una corretta scelta della protesi e per un impianto ottimale.

La metodica rende anche possibile l'i-

identificazione di eventuali errori tecnici, la valutazione evolutiva di questi e le possibilità preventive e terapeutiche.

L'obiettivo che ci siamo proposti nell'allestimento di questa procedura computerizzata è stato quello di ottenere dettagliate informazioni sull'articolazione coxofemorale partendo da dati di semplice rilevazione, senza l'ausilio di particolari attrezzature tecniche.

Questo nostro orientamento è dettato dalla necessità di avere a disposizione un metodo rapido e semplice da utilizzare realmente nella pratica giornaliera.

Materiali e metodi

Per il nostro studio ci siamo serviti di un personal computer con una CPU a 32 bits (Motorola 68000), con una RAM di 512 Kilobytes e due drivers per floppy disks da 400 kilobytes ciascuno.

Per la stesura del programma abbiamo utilizzato l'interprete Basic della Microsoft Corporation, che praticamente costituisce uno standard mondiale, essendo disponibile nella quasi totalità dei personal computer attualmente in uso.

All'analisi computerizzata viene sottoposta una radiografia standard del bacino in

proiezione antero-posteriore.

È preferibile eseguire la radiografia in decubito ortostatico, al fine di riprodurre più fedelmente la situazione in cui si trova l'anca sotto carico.

Qualora non fosse possibile porre il paziente in ortostatismo, si eseguirà una radiografia in posizione supina, con gli arti inferiori estesi e la linea bisiliaca parallela al piano di appoggio.

Il raggio centrale deve avere direzione ortogonale al piano di appoggio, punto di incidenza nel punto medio della linea che unisce la sinfisi pubica con la linea bisiliaca, punto di emergenza in corrispondenza di S3

Le ali iliache, le articolazioni sacroiliache e le coxo-femorali devono essere simmetriche.

Viene inscritto sul radiogramma del bacino un sistema di assi cartesiani in cui l'asse delle X corrisponde ad una linea parallela al margine inferiore delle due tuberosità ischiatiche, tracciata 5 cm al di sotto di queste, e l'asse delle Y passa per la sinfisi pubica.

Con un comune righello vengono rilevate sulla radiografia le coordinate di 24 punti (fig. 1 e 2), che in pratica rappresentano il profilo cotiloideo e dell'estremità prossi-

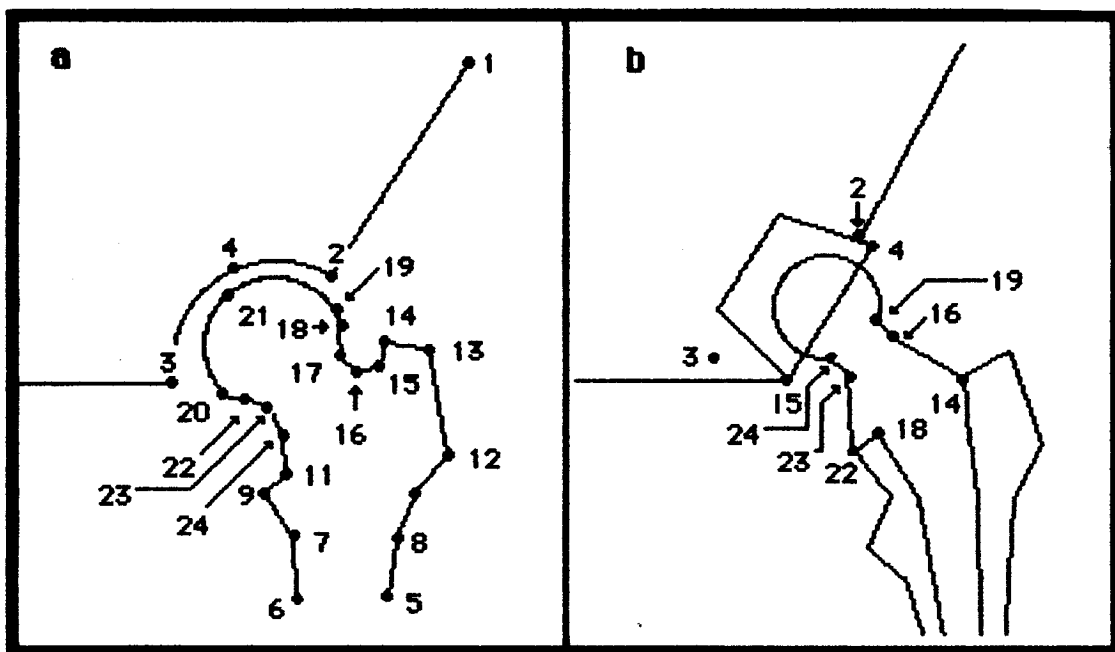


Fig. 1: Rappresentazione dei punti da individuare sulla radiografia del bacino per l'anca non protesizzata (a) e protesizzata (b).

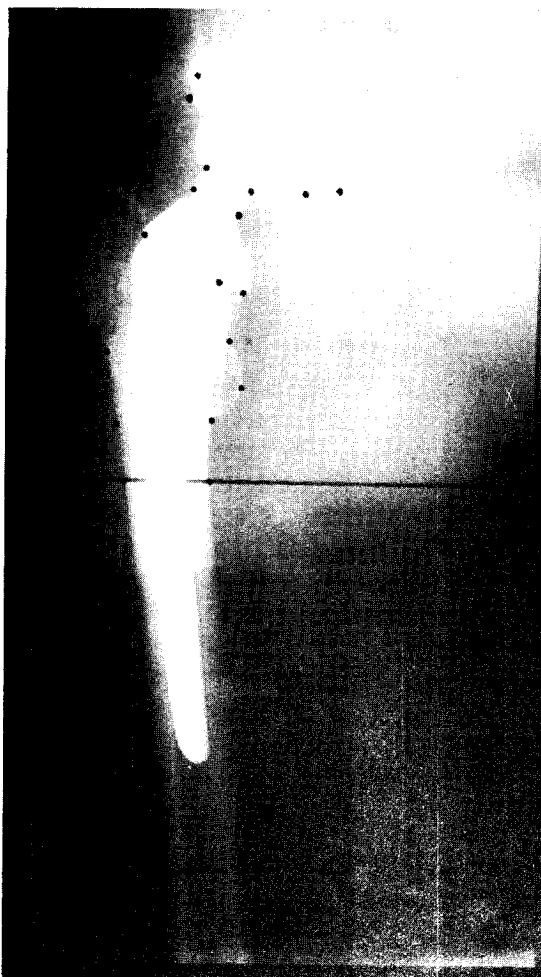


Fig. 2: Esempio di radiografia in cui sono stati evidenziati i punti dei quali bisogna rilevare le coordinate.

male del femore; queste coordinate vengono fornite al computer insieme al dato clinico del peso del paziente.

Attraverso l'analisi matematica dei dati il computer calcola:

a) per l'anca non protesizzata:

Il raggio del cotile e della testa femorale, le coordinate del centro della testa femorale, la lunghezza del braccio di leva della forza muscolare e della forza peso, l'intensità della forza muscolare e della forza risultante che agisce sull'anca, l'intensità della componente longitudinale, trasversale, compressiva e flessoria della forza risultante, l'angolo formato dalla direzione della forza risultante e della forza muscolare con l'asse delle Y, l'angolo cervico-diafisario (CC'D), l'angolo di Sharp, di Hingelreiner e di Wiberg, l'arco cotiloideo e l'arco cefalico (in

gradi), il coefficiente di copertura della testa femorale.

b) per l'anca protesizzata, oltre ai valori suddetti, vengono calcolati:

Il raggio dell'area di appoggio della testa protesica sul cotile sotto carico (superficie di carico reale), la pressione media e massima esercitata sulla superficie di carico, l'intensità della forza di attrito tra testa e cotile protesico, l'angolo di inclinazione del cotile, il coefficiente di affondamento cotiloideo laterale e mediale, l'asimmetria verticale ed orizzontale del centro della testa protesica (rispetto alla controlaterale), l'angolo di inclinazione del bacino (sul piano frontale) e l'angolo di antiversione del cotile.

Il computer fornisce anche la rappresentazione grafica dell'anca analizzata (in scala 1: 2.64) e di tutte le forze calcolate. (fig. 3 e 4).

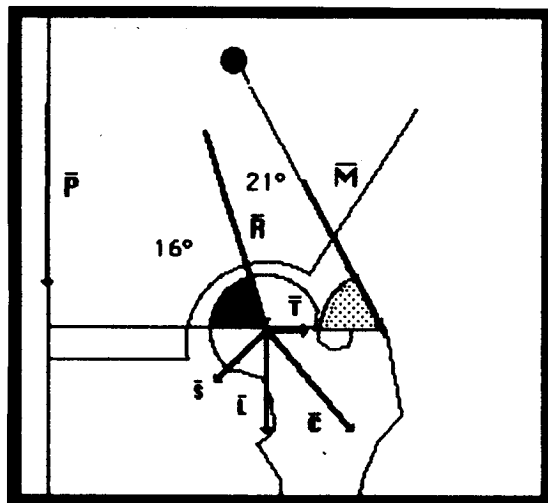


Fig. 3: Forze che agiscono sull'anca:

- P - Forza peso
- M - Forza esercitata dai muscoli abduuttori
- R - Forza risultante che si esercita sull'articolazione coxo-femorale sotto carico
- L - Componente longitudinale di R.
- T - Componente trasversale di R.
- C - Componente compressiva di R.
- S - Componente flessoria di R.

Le misure di lunghezza sono espresse in millimetri, le misure di peso in kilogrammi, le intensità delle forze in kilogrammi ed in Newton, le misure angolari in gradi decimali.

Tutti i calcoli sono eseguiti con la precisione di 16 cifre decimali (si evidenzia che la

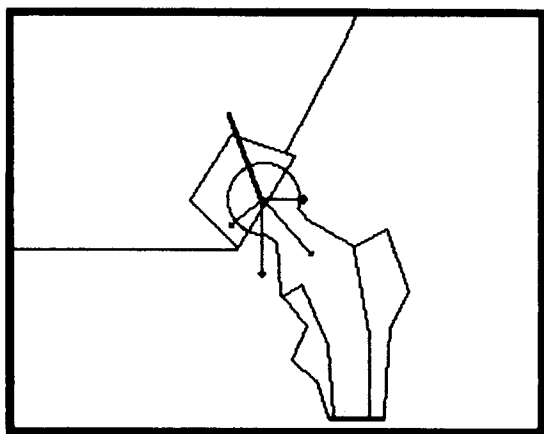


Fig. 4: Simulazione computerizzata di una protesi d'anca modello Parhofer.

precisione dei calcoli raggiunge il miliardesimo di Angstrom per le misure di lunghezza ed in decimillesimo di picogrammo per le misure di peso).

I dati inerenti ogni caso sottoposto ad analisi computerizzata sono archiviati in un apposito file da cui possono essere richiamati con semplicità.

Analisi del problema

Nella nostra procedura abbiamo dato una rilevanza particolare alla determinazione del carico complessivo che viene ad esercitarsi sull'anca durante il passo, in quanto riteniamo che questo sia, in pratica, un elemento obbiettivo che permette di dare un giudizio globale sulla situazione geometrica e funzionale dell'anca protesizzata, soprattutto quando vengano determinate le sue componenti longitudinale, trasversale, compressiva e flessoria.

Il calcolo di questi vettori pone, però, non poche difficoltà, dovute soprattutto al fatto che durante la deambulazione la direzione e l'intensità di questi varia continuamente.

Quindi per poter standardizzare i risultati abbiamo ritenuto necessario effettuare i calcoli dei carichi articolari riferendoci ad una precisa fase del passo, che fosse inequivocabilmente determinabile in tutti i casi da sottoporre ad esame.

Per tale motivo abbiamo focalizzato il nostro studio sulla fase 16 della deambulazione (secondo Braune e Fisher), la stessa

presa in considerazione da Pawels (1) e che corrisponde alla stazione eretta in appoggio monopodalico.

Inoltre il soggetto in esame è considerato fermo, per evitare di prendere in considerazione la forza di inerzia dovuta all'accelerazione del centro di gravità parziale del corpo; in quanto l'introduzione di questa nuova variabile avrebbe complicato notevolmente la procedura di calcolo senza apportare ulteriori significative informazioni.

Con questo criterio vengono determinati i carichi che si esercitano nell'anca prima e dopo l'intervento di artroplastica; questi valori vengono quindi confrontati con quelli di un'anca normale teorica avente la medesima conformazione di quella esaminata.

E' così possibile stabilire di quanto la neo-articolazione si avvicini alla condizione fisiologica.

A questo riguardo abbiamo verificato che la protesizzazione comporta un quadro funzionale migliore di quello preoperatorio (il che è ovvio), ma il carico complessivo è sempre superiore a quello dell'anca teorica normale.

Il sovraccarico è da imputare essenzialmente al fatto che nell'anca normale l'attrito tra le superfici articolari è praticamente nullo, mentre nell'anca protesica è sempre presente, anche se in misura ridotta.

Mentre i valori che abbiamo ottenuto per l'anca artificiale e l'anca teorica sono determinati rigorosamente, quelli che si riferiscono all'anca artrosica o displasica prima dell'impianto della protesi sono solo indicativi, perchè in tal caso è necessario effettuare alcune approssimazioni:

1) considerare sferiche la testa femorale e la cavità acetabolare, che, però possono essere anche notevolmente deformate e di forma irregolare;

2) considerare nullo o assegnare un valore arbitrario all'attrito che si manifesta in corrispondenza dell'interfaccia articolare.

In realtà questo attrito non è nullo, anzi può essere considerevole in proporzione al grado di degenerazione delle superfici articolari; d'altronde non può essere misurato sperimentalmente (a meno di eseguire un'artrotomia e di disporre di appositi strumenti rilevatori) ed inoltre può variare da caso a caso.

Tuttavia il valore di carico ottenuto, pur non essendo assoluto, costituisce un elemento obbiettivo e confrontabile.

Conclusioni

Il valore del carico complessivo e delle sue componenti rappresenta un elemento di giudizio globale sulla situazione geometrica e funzionale in cui si trova l'anca naturale o protesica.

La procedura da noi elaborata si rivela molto utile prima dell'intervento, in quanto attraverso la simulazione computerizzata di ogni condizione articolare, è possibile determinare il tipo di protesi ed il tipo di impianto che è necessario per restituire un carico ottimale.

Il confronto dei valori di carico ottenuti dopo la protesizzazione con quelli che esistevano prima dell'intervento o con altri valori di riferimento, ci consente di determinare matematicamente se è stata migliorata o meno la condizione articolare dell'anca operata.

Nel caso in cui i valori di carico risultino abnormi, è evidente che qualche errore tecnico è stato commesso (nell'affondamento del cotile, nell'orientamento spaziale del cotile, nella scelta del diametro cefalico, nella scelta della lunghezza del collo protesico, nell'orientamento del gambo, nell'osteotomia del collo o del massiccio trocanterico etc.).

Gli altri dati che sono forniti dal computer (angolo CC'D, angolo di Sharp, angolo di inclinazione del cotile, angolo di antiversione del cotile, angolo di Hingelreiner, angolo di Wiberg, angolo di inclinazione del bacino, coefficienti di affondamento del cotile, asimmetria dei centri cefalici ...) consentono di identificare l'elemento che altera la corretta dinamica dell'anca protesizzata.

In caso di carichi eccessivi, il calcolo della forza di attrito e della pressione media e massima sulla superficie di carico, ci ha dato una chiara idea dell'usura a cui saranno soggette le superfici articolari.

Per contro è possibile verificare quanto incidano realmente sul bilancio dei carichi articolari, le eventuali anomalie nell'impianto protesico, rilevate con la semplice osservazione della radiografia della anca.

Come criterio di validazione dei risultati ci siamo riferiti, per quanto riguarda l'anca naturale, ai valori calcolati da Pawels.

Pawels riferisce [(1) pag. 9] per un maschio di 58,7 kg di peso, un carico complessivo di 175 kg, con un braccio di leva della forza muscolare di 4 cm, con un angolo di inclinazione della forza risultante di 16° ed un angolo di inclinazione della forza muscolare di 21°.

Simulando il caso di un soggetto con lo stesso peso (58,7 kg) ed un bacino normale, noi abbiamo ottenuto un carico di 174,99 Kg, un braccio di leva della forza muscolare di 43 mm, un angolo di inclinazione della forza risultante di 16,1° ed un angolo di inclinazione della forza muscolare di 21,7°, il che è in perfetto accordo con i risultati ottenuti da Pawels.

Per quanto riguarda l'anca artificiale non abbiamo trovato in letteratura valori di riferimento, inerenti al carico articolare, con i quali confrontare i nostri risultati.

In base alla nostra esperienza possiamo, comunque, affermare che nell'anca protesizzata è da considerarsi normale anche un carico di decine di kg superiore a quello che si eserciterebbe in un'anca naturale nelle stesse condizioni.

Tuttavia la nostra metodica è ancora in fase di studio, sarà infatti necessario estendere l'indagine su di un notevole numero di casi, per poter stabilire, con una certa sicurezza, dati di riferimento, e controllare su vasta scala a quale valore di carico corrispondono risultati clinici ottimi, buoni ed insoddisfacenti.

Inoltre stiamo lavorando ad una nuova release del programma che consentirà l'analisi di altre proiezioni radiografiche e fornirà informazioni anche sulle sollecitazioni meccaniche a cui è sottoposto il gambo protesico.

Bibliografia

1. F. Pawels *Biomechanics of the normal and diseased hip*. Springer-Verlag - Berlin Heidelberg New York 1976.
2. P.G.J. Maquet *Biomechanics of the Hip as applied to osteoarthritis and related conditions*. Springer - Verlag; Berlin - Heidelberg - New York - Tokio 1985.
3. Forni-Cappellini *Compendio di meccanica articolare*. Edizioni scientifiche Istituto Rizzoli, 1956
4. Microsoft Corp. *Microsoft Basic interpreter for Apple Macintosh* - 1984.
5. B. Petrillo *Basic - Programmazione strutturata e linguaggio*. CLUP 1984.
6. E. Spoletini *Il Basic - Teoria ed esercizi*. F. Angeli Editore - 1982.
7. D. Sette *Lezioni di Fisica: Meccanica*. Eredi V. Veschi - Università di Roma.