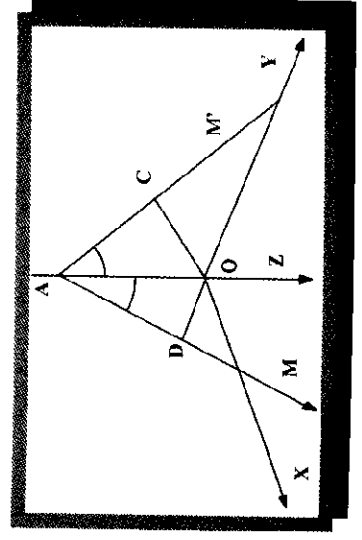
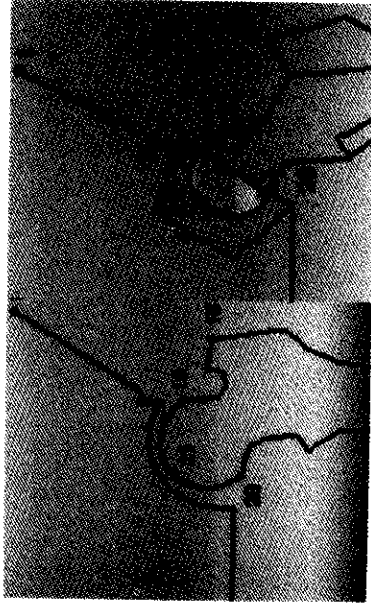


ANTONINO MICHELE PREVITERA

Valutazione computerizzata della deambulazione Biomeccanica e riabilitazione dell'anca protesizzata



GRAFICA MA.RO EDITRICE

ANTONINO MICHELE PREVITERA

**Valutazione computerizzata
della deambulazione
Biomeccanica e riabilitazione
dell'anca protesizzata**

GRAFICA MA.RO

PREFAZIONE

Il progressivo innalzamento dell'età media delle popolazioni occidentali è un dato incontestabile. Questo fenomeno è certamente dovuto al miglioramento delle condizioni di vita ed alla notevole evoluzione che la Medicina ha avuto nell'ultimo secolo. Si è così determinata la regressione di alcune entità nosologiche, ma altre hanno via via acquisito rilevanza sempre maggiore. Tra queste rientrano le patologie di tipo cronico-degenerativo dell'anca e le fratture del collo del femore nell'anziano.

L'artroplastica dell'anca è l'intervento chirurgico risolutivo delle problematiche degenerative e traumatiche dell'anca e l'impianto di protesi è diventato atto chirurgico di routine praticamente dappertutto.

Ma chirurgo e riabilitatore non possono prescindere dalla conoscenza dei principi di biomeccanica articolare, che risulta indispensabile per la definizione di un corretto progetto chirurgico e riabilitativo.

Lo studio della biomeccanica dell'anca ha rappresentato nella storia dell'Ortopedia una tappa fondamentale per l'allestimento di tutte le procedure chirurgiche inerenti l'articolazione coxofemorale, sia per la patologia di tipo malformativo o displasico, sia per la patologia a carattere degenerativo e traumatico.

Oggi la diffusione dei computer consente un approccio molto sofisticato a queste problematiche e stazioni di gait analysis sono disponibili in molti centri.

L'obiettivo di questo lavoro è di proporre un metodo per il calcolo di tutti i dati biomeccanici necessari all'ortopedico ed al fisiatra attraverso una procedura che non richiede sofisticate attrezzature, ma sfrutta solo l'analisi matematica e trigonometrica.

I dati biomeccanici ottenuti sono, quindi, utilizzabili per elaborare un corretto protocollo riabilitativo personalizzato.

Antonino Michele Previtera

Realizzazione

Grafica MA.RO Editrice S.r.l.
Strada Vicinale della Pieve, 11
27010 Copiano (PV)

Stampa

Ponzio – Olona Servizi Grafici
Di Bozzato Claudio
Strada Vicinale della Pieve, 10
27010 Copiano (PV)

Finito di stampare nel mese di febbraio 2004

INDICE

<u>Introduzione</u>	7
<u>Cenni di anatomia funzionale dell'anca</u>	11
<u>Scheletro</u>	11
<u>Muscoli</u>	20
<u>Borse</u>	26
<u>Vasi</u>	27
<u>Nervi</u>	29
<u>Biomeccanica dell'anca</u>	32
<u>L'attrito</u>	43
<u>Materiali e metodo</u>	48
<u>Tecnica radiologica</u>	48
<u>Acquisizione dei dati</u>	48
<u>Note tecniche</u>	49
<u>Ingrandimento radiografico</u>	50
<u>Calcolo delle coordinate del centro cefalico</u>	52
<u>Calcolo dell'angolo d'inclinazione di M sul piano OYZ</u>	54
<u>Calcolo della lunghezza della proiezione del braccio di <u>leva di M</u> sul piano OYZ</u>	55
<u>Calcolo della forza d'inerzia (D) e delle sue componenti</u>	56
<u>Calcolo del carico complessivo (K) e delle sue componenti</u>	57
<u>Calcolo del braccio di <u>leva di K</u> e delle sue componenti</u>	58
<u>Calcolo del momento di K e delle sue componenti</u>	61
<u>Calcolo dei coseni direttori del momento di K</u>	61
<u>Calcolo dei coseni direttori della forza M</u>	62
<u>Calcolo della lunghezza reale del braccio di <u>leva di M</u></u>	65
<u>Calcolo di M e delle sue componenti</u>	66
<u>Calcolo del carico risultante R e delle sue componenti</u>	66
<u>Calcolo dei coseni direttori di R</u>	67
<u>Biomeccanica dell'anca protesizzata</u>	67
<u>Listato del programma</u>	70
<u>Risultati</u>	84
<u>Conclusioni</u>	88
<u>Riabilitazione dell'anca protesizzata</u>	89
<u>Bibliografia</u>	95

Introduzione

La prima artroprotesi d'anca fu probabilmente impiantata nel 1922 da Hey-Groves che, per primo, in un caso di una frattura del collo del femore, si cimentò nella sostituzione della testa femorale con una protesi cefalica in avorio¹. L'anno successivo, negli Stati Uniti, Smith-Petersen iniziò ad interporre capsule di vetro nell'articolazione coxo-femorale. In seguito, a causa della fragilità di queste capsule, sostituì il vetro con il Pyrex. Nel 1937 passò alla lega cromo-cobalto-molibdeno, detta "Vitalium", della quale Venable e Stuck avevano dimostrato l'inerzia all'interno del corpo umano². Nel 1946 J. e R. Judet sostituirono l'epifisi femorale con una protesi in resina acrilica ancorata al collo ed alla regione trocanterica con uno stelo rettilineo. Negli anni 50 negli Stati Uniti, lavorando indipendentemente, F.R. Thompson e A.T. Moore svilupparono le prime endoprotesi: il primo con stelo curvo, massiccio e corto, il secondo con stelo lungo e sottile, diritto e fenestrato. In quegli anni questi due modelli (ed altri simili) ebbero grande popolarità, ma il loro successo era limitato ai casi nei quali l'acetabolo non era compromesso. I risultati erano invece insoddisfacenti quando era presente anche un danno acetabolare. Per tale motivo s'iniziò ad accoppiare le protesi acetabolari alle protesi cefaliche di Thompson e di Moore. La graduale introduzione del cemento acrilico portò a successive modifiche del progetto sia dello stelo, sia della componente cotiloidea. Tra il 1959 ed il 1963 J. Charnley sperimentò diversi materiali plastici per la componente acetabolare della sua protesi, perseguendo il concetto della low friction³.

In tempi più recenti sono stati prodotti modelli di protesi basati su concetti più raffinati, quali l'impianto biologico senza cemento, che si realizza tramite l'accoppiamento diretto della protesi con il materiale biologico.

La chirurgia sostitutiva dell'anca ha avuto negli ultimi decenni uno straordinario sviluppo, favorito anche dalla relativa facilità di realizzazione dei vari progetti protesici.

In effetti, l'articolazione coxo-femorale presenta una cinematica piuttosto semplice, trattandosi di una cerniera sferica mantenuta congruente dalla struttura capsulo-legamentosa. Il progetto protesico, però, non si deve limitare a riprodurre questa semplice cinematica, in quanto occorre tener conto del pericolo della lussazione, al quale non si può ovviare estendendo la copertura della testa protesica oltre la semisfera (pena la mobilitazione del cotile); inoltre deve essere evitato il contatto tra la componente femorale ed il bordo del cotile. In questo caso, infatti, si correrebbe il rischio di scollamento a causa della genesi di forze di taglio.

Le protesi attuali hanno raggiunto livelli di notevole sofisticazione; anche la tecnica chirurgica è stata notevolmente raffinata. In tutti i casi, la stabilità articolare è garantita dal fatto che la risultante del carico di compressione che si esercita tra la testa ed il cotile interseca sempre la superficie articolare.

La progettazione delle artroprotesi coinvolge due aspetti differenti:

- gli elementi meccanici che compongono la protesi, il materiale metallico, ceramico o plastico;
- il collegamento tra protesi ed osso.

L'artroprotesi d'anca è costituita in pratica da due elementi: quello femorale e quello acetabolare. La componente femorale comprende un collo ed una testa (in genere removibile) ancorati alla diafisi femorale tramite uno stelo inserito nel canale midollare. Tra il collo e lo stelo può essere presente una mensola a sbalzo. La componente acetabolare consiste in una coppa metallica ancorata all'osso a pressione od avvitata e/o fissata con viti. L'interfaccia tra la componente acetabolare e quella femorale è rappresentata da un'altra coppa, generalmente in polietilene ad alto peso molecolare, che si adatta dentro il cotile metallico e nella quale si alloggia la testa protesica (in metallo o porcellana). Mentre lo stelo protesico deve essere in grado di trasmettere all'osso momenti flettenti e torcenti relativamente elevati, il cotile protesico esercita sull'osso prevalentemente sollecitazioni di compressione e di taglio.

L'evoluzione della chirurgia protesica ha dato un grande impulso allo studio della biomeccanica dell'anca normale e protesizzata. Sono stati effettuati studi di analisi teorica, cercando di elaborare modelli in cui le variabili in gioco siano ridotte al minimo, allo scopo di mettere in evidenza solo i parametri di maggiore interesse. Ma per avere informazioni più dettagliate, come indicazioni sul momento flettente o sui dettagli locali di concentrazione di tensione, sono stati realizzati studi tridimensionali sugli elementi finiti e tecniche di CAD. Ciò implica il raffinamento del modello

non solo riguardo alla sua geometria, ma anche riguardo ai parametri dei materiali usati.

Probabilmente la prima dettagliata analisi agli elementi finiti del femore prossimale con protesi impiantata fu condotta da Röehrlé, Scholten et al. negli anni 1977-79⁴.

È chiaro che per il successo di un progetto protesico è necessario affiancare alla previsione tramite calcolo un'adeguata sperimentazione, tenendo conto che già per l'osso umido, ma morto, il comportamento viscoelastico, le caratteristiche di anisotropia e d'inomogeneità, la sua variabilità da caso a caso, i suoi moduli elastici, le tensioni di danneggiamento, sono tutti fattori di non semplice valutazione. Per un osso vivo il rimodellamento aggrava le difficoltà, almeno per le previsioni valide a lungo termine.

Il metodo degli elementi finiti tridimensionali si rivela il più idoneo per lo studio di geometrie complicate, mentre metodi più semplificati danno prevalentemente un'idea di carattere qualitativo.

La biomeccanica dell'anca è un argomento di grande interesse per il Bioingegnere, l'Ortopedico ed il Fisiatra, essendone la conoscenza fondamentale per il successo degli interventi di artroplastica.

L'argomento è stato approfondito sotto aspetti molteplici. Importanza notevole si è data, per esempio alle problematiche relative all'ammissione della protesi nel tessuto osseo, alla convenienza dell'uso del cemento acrilico, al tipo di rivestimento ovvero alla morfologia della superficie protesica, ecc. I punti di vista, però, sono differenti.

Il bioingegnere si occupa del progetto protesico, dei materiali, della conformazione e dell'integrazione protesi-osso, al fine di realizzare modelli sempre più perfezionati che diano sempre maggiori garanzie di tenuta e durata. Per il bioingegnere, l'analisi degli elementi finiti è irrinunciabile.

Il chirurgo cerca di individuare la tecnica operatoria più adatta per ottenere un impianto solido e duraturo per il modello protesico prescelto. Per tale motivo è interessato all'analisi di modelli tridimensionali ed allo studio dell'interfaccia protesi-osso.

Per il fisiatra, il problema è di natura diversa, dato che il suo compito è quello di ottenere il recupero funzionale ottimale dei pazienti ai quali è già stata impiantata una protesi d'anca. Non può, pertanto, intervenire né sulla scelta del modello protesico, né sulla tecnica chirurgica. Si trova di fronte ad una situazione di fatto, partendo dalla quale deve elaborare il programma riabilitativo. Da questo punto di vista, l'analisi biomeccanica ha un ruolo importante perché consente di rappresentare la condizione di partenza e

prevedere i possibili risultati, dando utili indicazioni sul percorso riabilitativo da porre in atto.

In quest'ottica si rivela di maggiore interesse l'analisi teorica, attraverso la quale è possibile calcolare i carichi che si esercitano sulla protesi e soprattutto le forze muscolari che entrano in gioco.

In questa sede s'intende approfondire alcuni concetti generali relativi al funzionamento dell'anca normale ed alle variazioni biomeccaniche che intervengono dopo l'impianto di una protesi, dando per scontato che l'impianto di questa sia tecnicamente ineccepibile, prescindendo dal modello protesico usato. È evidente, infatti, che impianti corretti ed impianti falliti comportano problemi riabilitativi diversi. Il trattamento del fallimento degli impianti protesici (mobilizzazione, lussazione, gravi dismetrie, ecc) rappresenta, però, una problematica più di interesse chirurgico (revisione) che non fisiatrico.

L'obiettivo del presente lavoro è, pertanto, mirato all'elaborazione, attraverso l'analisi biomeccanica, di un corretto progetto riabilitativo dopo un intervento d'artroplastica d'anca eseguito con successo.

Cenni di anatomia funzionale dell'anca

Scheletro

L'articolazione dell'anca è un'entartrosi, come la spalla; quindi è dotata di ampie possibilità di movimento, in quanto possiede tre gradi di libertà, ossia tutti i movimenti articolari possibili⁵. Tuttavia, mentre l'arto superiore è, sostanzialmente, un segmento appeso al tronco che aggiunge carico al corpo, l'arto inferiore, attraverso le teste femorali, riceve oltre l'80% del peso corporeo.

Il peso corporeo, scaricandosi sulle teste femorali, è un elemento stabilizzante nel facilitare la congruenza delle parti articolari, ma anche contribuisce a provocare quella reazione del terreno che, in condizioni statiche, mantiene la stazione eretta ed, in situazioni dinamiche, provoca le spinte necessarie alla deambulazione, alla corsa, al salto, ecc.

L'articolazione dell'anca è composta da una componente femorale, la testa, che è posizionata dentro la cavità acetabolare dell'osso pelvico.

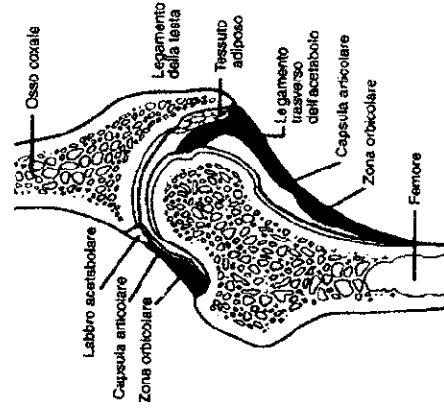


Figura 1 - Sezione frontale dell'articolazione dell'anca

L'estremo prossimale del femore comprende la testa, il collo ed i trocanteri. La testa femorale corrisponde a circa due terzi di una sfera, in vero non perfetta⁶. La superficie è liscia e coperta quasi interamente di cartilagine. In un punto, appena sotto il centro della testa, esiste una depressione, o *fovea*, ove s'inserisce il *legamento rotondo*.

La testa ed il collo si congiungono in una zona chiamata *solco subcapitale*, che è più evidente sulle superfici superiore ed inferiore del collo. Il collo è principalmente di forma piramidale e presenta un diametro che è circa tre quarti quello della testa. Queste dimensioni differenti permettono un'ampia escursione articolare. Il collo è coperto con periostio e vi s'inserisce la riflessione della capsula articolare.

L'angolo individuato dall'asse cefalico con l'asse diafisario, *angolo d'inclinazione o cervico-diafisario* (fig. 2), varia dalla nascita all'età adulta. Alla nascita è approssimativamente 175° , mentre decresce fino a circa 125° nell'età adulta con l'allungamento del collo. Se quest'angolo è maggiore di 125° si parla di *coxa valga* (fig. 3), se minore di *coxa vara* (fig. 4).

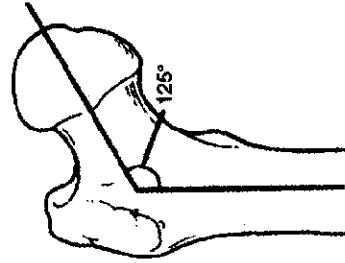


Figura 2 - Angolo cervico-diafisario normale

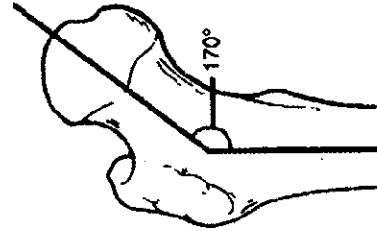


Figura 3 - Coxa valga

Inoltre, il collo determina la proiezione in avanti della testa (fig. 5), identificata dall'*angolo di torsione o declinazione*, che è circa 40° alla nascita, determinandone l'*antiversione*. Con gli anni, quest'angolo decresce approssimativamente fino a $12^\circ-15^\circ$. Se la torsione del collo è proiettata indietro, si parla di *retroversione*.

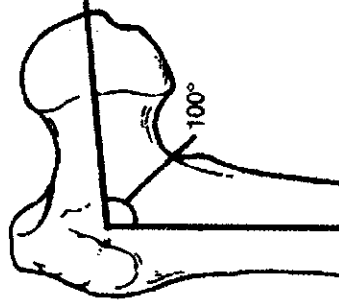


Figura 4 - Coxa vara

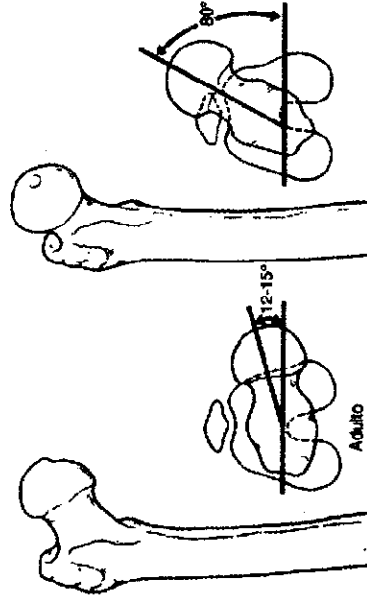


Figura 5 - Angolo di antiversione

Quest'angolo è definito dall'asse del collo femorale e dalla linea che unisce i condili del femore. La posizione verso avanti e verso l'interno della testa femorale costituisce una localizzazione obbligata a causa della disposizione della cavità cotiloidea che ha un orientamento che lascia

scoperta la parte anteriore della testa del femore.

Un'eccessiva-antiversione di quest'angolo, nel quale l'asse condiloideo sia quasi coincidente con il piano frontale, può pertanto facilitare una lussazione anteriore, mentre una diminuzione dell'angolo può rivelarsi un elemento stabilizzante. *La sua presenza, inoltre, facilita la rotazione femorale da una posizione di flessione.*

La superficie superiore del collo è più corta rispetto a quella inferiore e termina distalmente sul grande trocantere. La superficie inferiore termina sul piccolo trocantere. Questi trocanteri sono processi prominenti che forniscono un aumentato braccio di leva per alcuni dei muscoli che attraversano l'anca.

L'*asse meccanico dell'arto inferiore* è una linea che collega verticalmente i centri di pressione di testa femorale, base tibiale e centro del piede. Non coincide con l'asse della diafisi femorale discostandosi di circa 6°, né con la verticale condotta dal piede poiché mantiene, rispetto ad essa, un'obliquità di circa 3°. Coincide, invece, con l'asse della diafisi tibiale.

Si comprende, quindi, che la forza trasmessa lungo la diafisi femorale, andando ad agire sul piatto tibiale, sarà diversa secondo la maggior o minore obliquità della diafisi femorale rispetto all'asse meccanico (fig. 6).

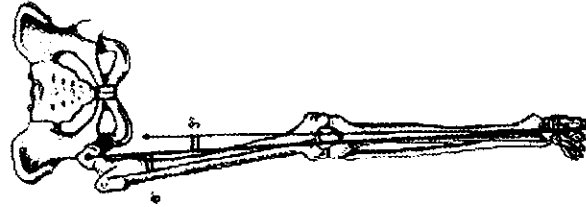


Figura 6 - Asse meccanico dell'arto inferiore

Peraltro tale obliquità deriva direttamente dall'angolo d'inclinazione del femore. Ad una coxa valga corrisponderà un ginocchio varo (l'asse longitudinale diafisario forma un angolo più piccolo con l'asse meccanico) ed ad una coxa vara corrisponderà un ginocchio valgo (l'asse diafisario forma un angolo più grande con l'asse meccanico).

Nel primo caso il carico agirà più medialmente alla tibia favorendo forze di trazione-allontanamento dei capi articolari posti lateralmente, nel secondo caso si verificherà una situazione opposta.

Il *grande trocantere* è una voluminosa ed irregolare proiezione di forma quadrilatera, localizzata alla giunzione laterale tra collo e diafisi femorale. È diretto leggermente indietro verso l'esterno fornendo un attacco per diversi muscoli (piccolo gluteo, medio gluteo, piriforme) ed è localizzato approssimativamente 2 cm sotto la testa del femore. Sulla superficie mediale del grande trocantere vi è una profonda depressione chiamata *fossa trocanterica*. Questa depressione permette una maggiore escursione articolare.

Il *piccolo trocantere* è una piccola prominente conica proiettata medialmente e leggermente dietro la giunzione mediale del collo con la diafisi, su cui si inserisce il muscolo ilio-psoas. La sua base triangolare è connessa a tre creste facilmente discernibili: il bordo inferiore del collo del femore, la *linea intertrocanterica posteriore* e la *linea pettinea*.

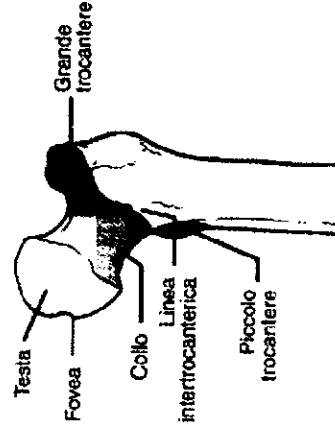


Figura 7 - Estremità prossimale del femore

Diversi altri importanti punti di riferimento sono localizzati vicino alla giunzione del collo con la diafisi femorale. Sulla superficie posteriore, la linea intertrocanterica posteriore (*cresta intertrocanterica*) si estende dal

grande al piccolo trocantere. Dalla superficie anteriore del femore ed in particolare dalla linea intertrocanterica, lungo cui la capsula articolare s'inserisce sotto il piccolo trocantere, origina la linea spirale, che continua posteriormente come linea pettinea su cui s'inserisce il muscolo pettineo. La linea pettinea continua distalmente come bordo mediale della *linea aspra*. I bordi mediale e laterale della linea aspra formiscono l'inserzione a diversi muscoli.

La *pelvi* dell'adulto è composta da quattro ossa: una coppia di *ossa coxali*, il *sacro* ed il *coccige*. L'*ileo*, l'*ischio* ed il *pube* si fondono durante la tarda adolescenza, creando un unico osso coxale. Nel bambino alla nascita queste tre ossa sono separate.

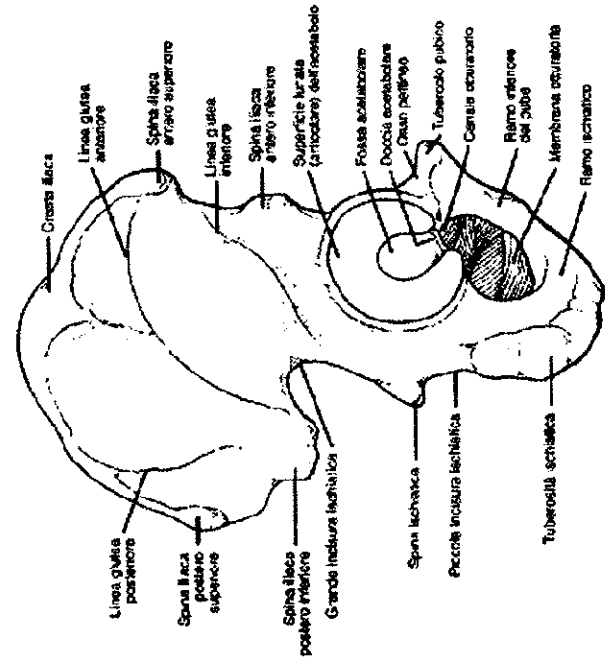


Figura 8 - Veduta laterale dell'osso coxale

L'*ileo* è un osso a forma di grande ala ed è il più prossimale delle tre componenti delle ossa coxali. Ha superfici, laterale e mediale, lisce. Punti di riferimento lungo il bordo dell'ileo sono la *spina iliaca antero-inferiore* (SIAI) la *spina iliaca antero-superiore* (SIAS), la *cresta iliaca*, la *spina iliaca postero-superiore* (SIPS), la *spina iliaca postero-inferiore* (SIFI) e la *grande incisura ischiatica*. I punti di riferimento sulla superficie mediale

sono la *fossa iliaca* e la *tuberosità iliaca*.

La fossa sulla superficie laterale dell'ileo è attraversata dalla *linea glutea inferiore*, dalla *linea glutea anteriore* e dalla *linea glutea posteriore*.

L'*ischio* è un osso di forma irregolare posto sotto l'ileo e dietro al *pube*. I punti di riferimento sull'ischio, la più posteriore delle componenti coxali, sono la *spina ischiatica*, la *piccola incisura ischiatica*, la *tuberosità ischiatica* e il ramo dell'ischio. Questo ramo forma la porzione posteriore e parte dell'inferiore del forame otturatorio.

La componente anteriore dell'ischio è il *pube*. Esso ha un ramo superiore ed un ramo inferiore che completa il forame otturatorio. Anteriormente vi sono la *cresta pubica* ed il *tubercolo pubico*.

L'*acetabolo* è una concavità a forma di coppa sulla parte laterale della pelvi, che si proietta lateralmente, anteriormente ed inferiormente. L'obliquità orizzontale dell'acetabolo, misurata su radiografie, è approssimativamente 30° alla nascita e decresce fino al valore di circa 20° dell'adulto per l'età di 3 anni. L'obliquità orizzontale rimane tale durante tutta la vita adulta.

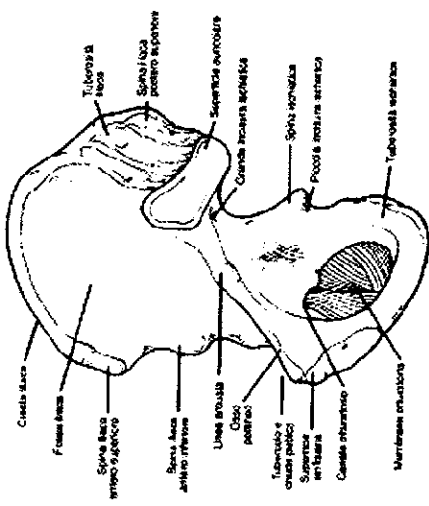


Figura 9 - Veduta mediale dell'osso coxale.

L'acetabolo è formato dall'unione dell'ileo superiormente, dell'ischio infero-lateralmente e del pube medialmente. La *cartilagine triradiata* forma l'area di contatto tra queste ossa e permette la crescita encondrale della coppa acetabolare. L'acetabolo non è un cerchio completo, ma ha la forma di

un ferro di cavallo o di una U rovesciata, con una incisura, chiamata *incisura acetabolare*, sulla sua superficie inferiore. La superficie inferiore della circonferenza dell'acetabolo è completata dal *legamento trasverso* che attraversa la superficie distale dell'incisura. L'area profonda entro la U è chiamata *fossa acetabolare*. Un bordo sollevato (*labbro acetabolare*) sottolinea l'acetabolo. Questo bordo è più alto superiormente al suo apice, dove grava il peso del corpo, e più basso inferiormente, dove quest'ultimo non carica.

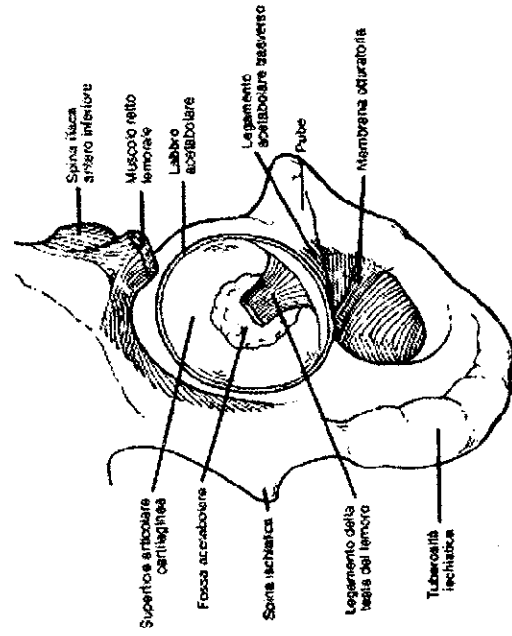


Figura 10 - L'acetabolo

Il labbro fibrocartilagineo dell'acetabolo è un anello resistente, che s'inserisce sul labbro osseo acetabolare, ma non si estende oltre l'incisura acetabolare. Il labbro aumenta la profondità dell'acetabolo stabilizzando l'articolazione. Esso si estende oltre la circonferenza della testa del femore, impedendo così una lussazione della testa del femore dall'acetabolo. Il margine superiore del labbro è piuttosto mobile e può piegarsi entro la cavità articolare di un'anca lussata dalla nascita, bloccandone la riduzione.

La *cartilagine articolare* copre una porzione dell'acetabolo formando una larga area a forma di ferro di cavallo aperta verso il basso. La porzione superiore dell'acetabolo è la sede articolare di maggior carico. La cartilagine articolare è più spessa in questa zona superiore ed intorno alla zona a forma di ferro di cavallo poiché qui grava il peso del corpo. Un restringimento

della cartilagine si ritrova verso il centro e la porzione inferiore dell'acetabolo. Entro la porzione a ferro di cavallo si ritrovano la porzione non articolare dell'acetabolo, o *fossa acetabolare*, ed un corpo adiposo ricoperto da liquido sinoviale. L'osso subcondrale ed il liquido sinoviale provvedono al nutrimento della cartilagine articolare. La riparazione della cartilagine articolare danneggiata è limitata in quanto la cartilagine non è alimentata direttamente dai vasi sanguigni.

La cartilagine articolare copre l'intera superficie della testa femorale, eccetto la fovea; è più spessa al centro della testa femorale, dove è in contatto con l'acetabolo, ed è sottile sulla periferia dell'articolazione. La cartilagine articolare della testa femorale termina a livello del solco subcapitale, alla giunzione della testa femorale con il collo.

Una *capsula fibrosa* dura avvolge le superfici articolari dell'anca ed una grande porzione del collo femorale. La capsula s'inserisce sul margine acetabolare, sul labbro acetabolare e sul legamento trasverso, formando una cuffia attorno al collo del femore. La capsula s'inserisce anteriormente sul femore, lungo la linea intertrocanterica e posteriormente sul collo a circa 1,5 cm sopra la cresta intertrocanterica. Questa capsula pone la metà laterale del collo in una posizione extracapsulare posteriormente, e la superficie anteriore e la metà mediale della superficie posteriore del collo femorale in una posizione intracapsulare. La capsula è spessa e resistente sulla porzione superiore ed anteriore dell'articolazione, e più sottile e debole sulla zona inferiore e posteriore.

La capsula è rinforzata da tre legamenti fibrosi longitudinali resistenti, che originano dalla pelvi e s'inseriscono sul femore (fig. 11). Questi legamenti sono denominati in accordo alle aree ossee su cui s'inseriscono: *ileo-femorale*, *pubo-femorale* ed *ischio-femorale*.

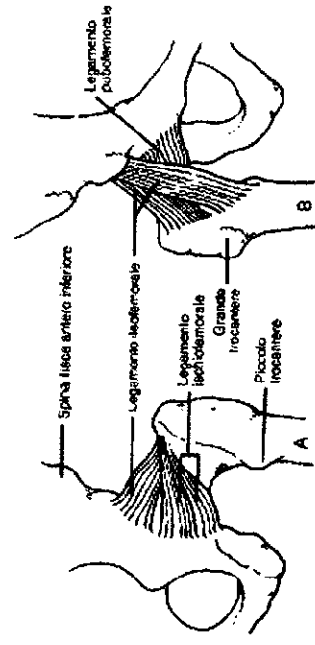


Figura 11 - Anca, vista anteriore (A) e posteriore (B)

Il legamento ileo-femorale, o *legamento di Bigelow*, è il più solido dei tre. Si estende dalla spina iliaca antero-inferiore della pelvi, passa davanti all'articolazione, si divide in due fasci formanti una Y rovesciata e s'inserisce lungo la linea intertrocanterica del femore. È considerato il legamento più robusto del corpo e si rompe raramente. Il legamento ileo-femorale si allenta in flessione e si tende durante la completa estensione dell'anca. In estensione contrasta il movimento della pelvi posteriormente sulla testa del femore e spinge la testa femorale più fermamente nell'acetabolo.

Il legamento pubo-femorale origina dalla porzione pubblica del labbro acetabolare e parzialmente dal ramo pubico superiore della pelvi. Passa obliquamente sotto il collo femorale. Il legamento è poco resistente, ma limita l'abduzione dell'anca e si tende nell'estensione dell'anca.

Il legamento ischio-femorale è quello meno resistente e origina dalla porzione ischiatica del labbro acetabolare. Forma una spirale attorno al collo femorale e s'inserisce sul gran trocantere appena posteriormente all'attacco del legamento ileo-femorale e perciò si tende durante l'estensione dell'anca.

Un quarto legamento, che connette l'acetabolo alla testa femorale, è il *legamento rotondo*; questo origina da entrambi i lati dell'incisura acetabolare e dal pavimento della fossa acetabolare profondamente al legamento trasverso, corre sulla testa del femore e s'inserisce ampiamente sulla parte superiore della fovea della testa femorale. È circondato dalla membrana sinoviale. Questo legamento serve a condurre i vasi sanguigni alla testa femorale.

La configurazione ossea, i legamenti e la capsula articolare conferiscono una grande stabilità all'anca, permettendo al contempo un notevole movimento articolare. Questi movimenti dell'anca consistono nella *flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione esterna, rotazione interna e circonduzione*.

Muscoli

L'*iliaco*, un muscolo piatto triangolare, origina prossimalmente sui due terzi superiori della fossa iliaca e sul margine interno della cresta iliaca, alla base del sacro, dal legamento ileo-lombare, dalle spine iliache antero-superiore ed antero-inferiore, dall'incisura situata tra queste e dalla capsula dell'articolazione dell'anca.

Lo *psaos*, un lungo muscolo fusiforme, origina davanti alla base e al bordo anteriore dei processi trasversi della quinta vertebra lombare, e dai lati dei corpi dell'ultima vertebra dorsale e di tutte le cinque vertebre lombari. Sia il muscolo iliaco che lo psaos hanno una comune inserzione distale sopra e sotto il piccolo trocantere del femore. Questi due muscoli si combinano per flettere, ruotare esternamente ed addurre leggermente la coscia.

Il *sartorio* è il più lungo muscolo del corpo e si estende su due articolazioni, l'anca ed il ginocchio. Origina dalla SIAS e dalla metà superiore dell'incisura sotto di essa. Il muscolo passa attraverso le superfici anteriore e mediale della coscia. Il suo tendine s'inserisce distalmente davanti ai muscoli gracile e semitendinoso sulla parte superiore della tibia sotto la tuberosità tibiale. Provvede alla flessione, rotazione esterna e minima abduzione della coscia e alla flessione della gamba.

Il *retto femorale* è una parte del muscolo quadricipite, che attraverso due articolazioni (L'anca ed il ginocchio). Sorge dalla SIAS e da una piccola parte tendinea dall'ileo, appena sopra l'acetabolo, e si congiunge con gli altri muscoli del quadricipite inserendosi sulla tuberosità tibiale. Flette la coscia ed estende la gamba.

Il *lungo adduttore* origina dal tubercolo pubico e s'inserisce sulla linea aspra, tra le inserzioni del vasto mediale e del grande adduttore. Adduce, flette e ruota internamente la coscia.

Anche il *gracile* è un muscolo biarticolare. Origina dal ramo inferiore del pube e dal ramo dell'ischio. S'inserisce distalmente sulla superficie mediale dell'estremità superiore della tibia vicino alle inserzioni del sartorio e del semitendinoso. Adduce, flette, ruota medialmente la coscia e flette la gamba.

Il *breve adduttore* origina dal corpo e dal ramo inferiore del pube. S'inserisce sulla parte inferiore della linea tra il piccolo trocantere e la linea aspra e nella porzione superiore della linea aspra. Flette, adduce e ruota medialmente la coscia.

Il *grande adduttore* origina dal ramo inferiore del pube, dal ramo dell'ischio e dalla tuberosità ischiatica. S'inserisce lungo la linea aspra distalmente al tubercolo degli adduttori. La sua maggiore funzione è quella di addurre la coscia, flettendola con le fibre anteriori ed estendendola con quelle posteriori.

Il *pettineo* origina dal ramo superiore del pube. S'inserisce sul femore appena sotto il piccolo trocantere. Flette, adduce e ruota medialmente la coscia.

Il *semitendinoso*, che attraversa due articolazioni, origina dalla tuberosità ischiatica e passa sul lato mediale della coscia posteriore. S'inscrive medialmente e distalmente alla tuberosità tibiale. Estende la coscia e flette e ruota medialmente la gamba.

Il *semimembranoso* attraversa due articolazioni originando dalla tuberosità ischiatica e passando sotto il semitendinoso ed il capo lungo del bicipite. S'inscrive sulla parte postero-mediale del condilo tibiale mediale; estende la coscia e flette e ruota medialmente la gamba.

Il *bicipite femorale* ha due capi. Il capo lungo origina dalla tuberosità ischiatica e attraversa due articolazioni. Il capo breve origina dalla linea aspra sulla superficie posteriore del femore. I capi del muscolo si uniscono e s'inscrivono sulla testa del perone. Il muscolo estende la coscia e flette e ruota lateralmente la gamba.

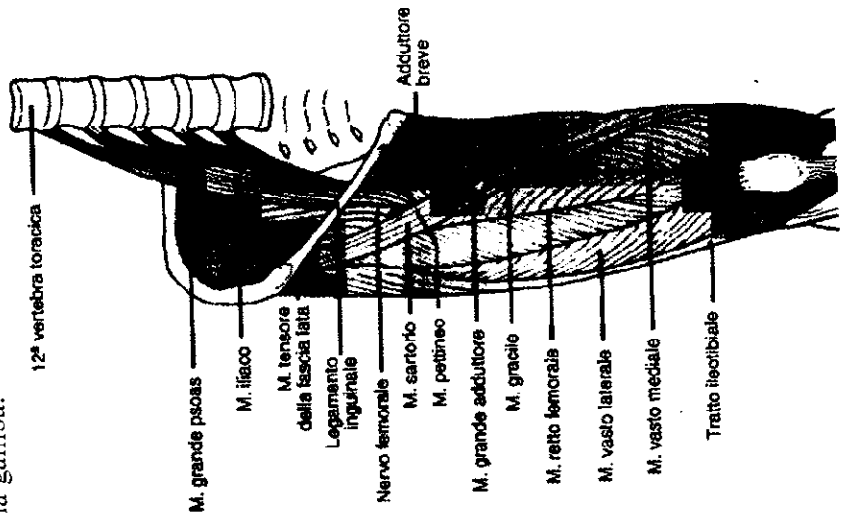


Figura 12 - Muscoli della regione anteriore della coscia

Il *grande gluteo* è un largo muscolo superficiale e posteriore dell'anca. Una piccola parte della cresta dell'ileo è nella regione della SIPS. Il muscolo origina da una piccola parte della cresta dell'ileo nella regione della SIPS, dalla superficie posteriore della parte inferiore del sacro, da una parte del coccige, dall'aponeurosi del muscolo sacro-spinale, dal legamento sacro-ischiatico e dalla fascia che copre il medio gluteo.

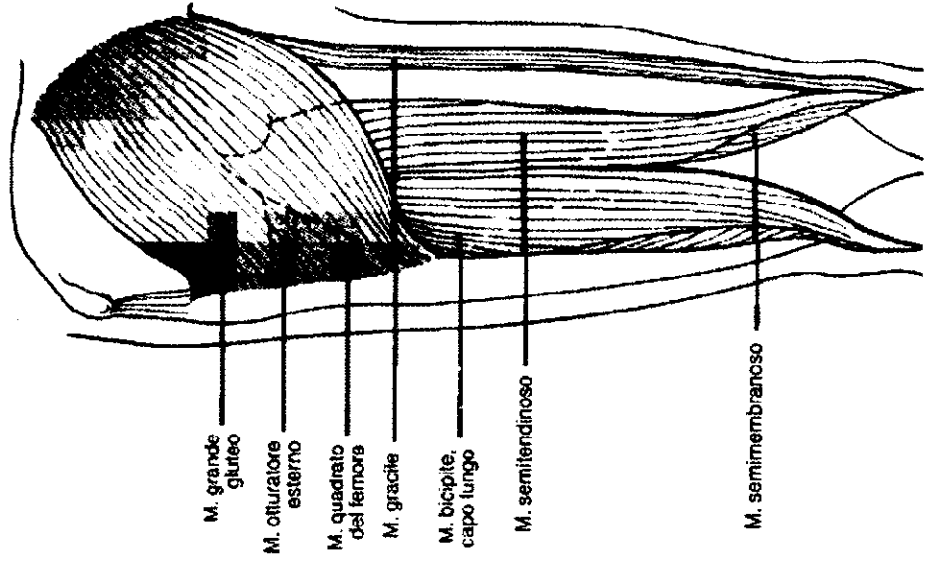


Figura 13 - Muscoli della faccia posteriore della coscia

Circa tre quarti del muscolo s'inscrivono distalmente alla *bandelletta*

ileo-tibiale, che attraversa il ginocchio e s'inserisce antero-lateralmente sul condilo tibiale laterale. Il resto s'inserisce sulla linea aspra del femore estendendosi dal grande trocantere alla linea aspra. Il muscolo estende e ruota lateralmente la coscia, abducendola con le fibre superiori e adducendola con quelle inferiori.

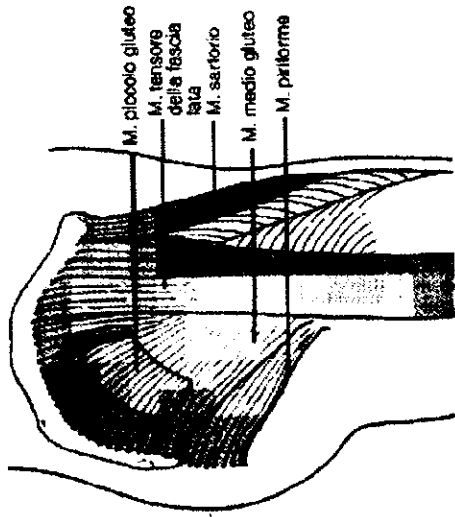


Figura 14 - Muscoli abduttori dell'anca

Il *medio gluteo* è un muscolo triangolare largo disposto sulla parte laterale della pelvi. Il terzo posteriore è coperto dal grande gluteo ed i due terzi anteriori sono coperti dalla fascia lata. Origina sulla superficie dell'ileo tra le linee glutee superiore e media e dall'aponeurosi glutea; è diviso in tre parti i cui tendini distali si uniscono e s'inseriscono sulla superficie più esterna del grande trocantere. Abduce la coscia, flettendola e ruotandola medialmente con le fibre anteriori, estendendola e ruotandola lateralmente con quelle posteriori. È il più potente degli abduttori dell'anca.

Il *piccolo gluteo* si trova immediatamente sotto il medio gluteo ed è un muscolo a forma di ventaglio che origina dalla superficie più esterna dell'ileo tra le linee glutee media ed inferiore e dal margine della doccia della grande incisure ischiatica. Il suo tendine distale s'inserisce sul bordo anteriore del grande trocantere. È un abducente della coscia.

Il *tensore della fascia lata* origina dalla porzione anteriore del labbro esterno della cresta iliaca e dalla superficie esterna della SIAS e parte del bordo più esterno dell'incisura sotto la SIAS. S'inserisce distalmente sulla

bandelletta ileo-tibiale, che continua distalmente sulla tuberosità della tibia. Flette e ruota medialmente la coscia e collabora nell'abduzione della coscia. La maggiore azione abducentoria è svolta a ginocchio esteso.

Il *piriforme* è un muscolo piatto che giace parallelo al bordo posteriore del medio gluteo. Origina davanti al sacro tra S1. e S4, dal forame sacro-ischiatico e dalla superficie anteriore del grande legamento sacro-ischiatico, passa attraverso il forame sacro-ischiatico e s'inserisce sul bordo superiore del grande trocantere. Ruota la coscia lateralmente quando è estesa e la abduce quando è flessa.

Sotto il piriforme ci sono l'*otturatore interno* e due muscoli associati, i *gemelli*. L'otturatore interno origina dal contorno del forame otturatorio, dal versante interno della membrana otturatoria e dalla superficie interna dell'osso dell'anca, superiormente ed inferiormente al forame otturatorio. Riempie il piccolo forame ischiatico e s'inserisce appena sopra la fossa trocanterica. Questi muscoli ruotano la coscia lateralmente quando è estesa e la abducono quando è flessa.

I *gemelli superiore ed inferiore* sono muscoli accessori dell'otturatore interno. Il *gemello superiore* origina dalla spina ischiatica e s'inserisce sul bordo superiore del tendine otturatore interno. Il *gemello inferiore* origina dalla tuberosità ischiatica e s'inserisce sul bordo inferiore del tendine otturatore interno.

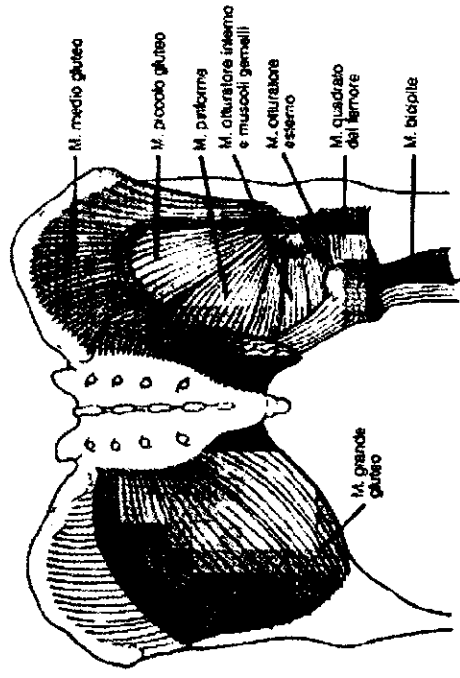


Figura 15 - Muscoli extrattoratori dell'anca

L'*otturatore esterno* si trova dietro il muscolo adduttore. Origina, dalla superficie esterna della pelvi, dalla membrana otturatoria e dal contorno del forame otturatorio, passa dietro l'articolazione dell'anca e s'inserisce sulla fossa trocanterica. Ruota la coscia lateralmente.

Il *quadrato del femore* è un piccolo muscolo rettangolare. Origina dalla tuberosità ischiatica e s'inserisce sul femore a metà strada tra il grande ed il piccolo trocantere. Ruota lateralmente ed adduce la coscia.

Borse

Diverse borse sono collegate ai muscoli che attraversano l'articolazione dell'anca (fig. 16). Le borse più comunemente infiammate sono l'ileo-pettinea, la trocanterica e l'ischio-glutea.

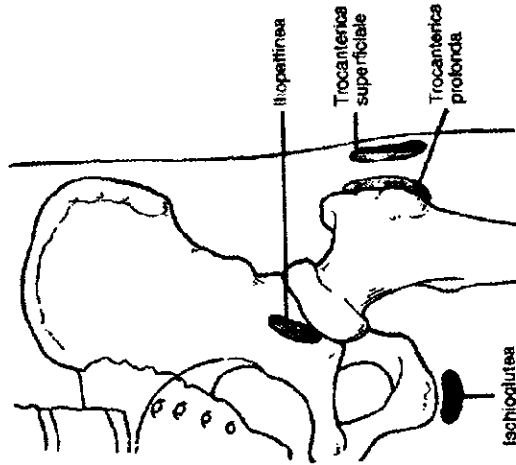


Figura 16 - Le principali borse dell'anca

La *borsa ileo-pettinea*, la più larga delle tre borse identificate, si trova tra la superficie profonda del muscolo ileo-psoas e la superficie anteriore dell'articolazione dell'anca, tra i legamenti ileo-femorale e pubo-femorale. Approssimativamente nel 15% delle anche normali, questa borsa comunica con l'articolazione. Per la vicinanza con il nervo femorale, il dolore può

irradiarsi davanti alla coscia. La *borsa trocanterica* si trova tra il muscolo grande gluteo e la superficie postero-laterale del grande trocantere; può manifestarsi dolore durante la flessione e la rotazione interna della coscia a causa della compressione da parte del grande gluteo. La *borsa ischio-glutea* è localizzata sulla tuberosità ischiatica e copre il nervo sciatico ed il nervo cutaneo femorale posteriore. Questa borsa spesso s'infiamma dopo una pressione prolungata e l'irritazione si propaga lungo la distribuzione del nervo sciatico.

Vasi

Rami delle arterie otturatoria, glutea e femorale irrorano l'acetabolo, la testa, il collo e l'area trocanterica del femore (figg. 17 e 18). Per il fatto che la testa femorale soffre di disordini vascolari più di ogni altro segmento scheletrico, la conoscenza della vascolarizzazione di questa regione è d'importanza clinica rilevante.

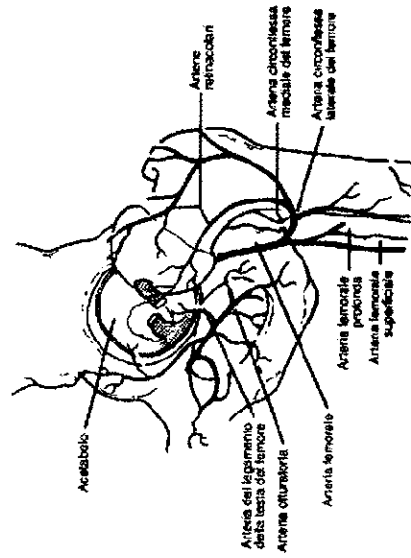


Figura 17 - Vascolarizzazione dell'anca

Il ramo acetabolare dell'*arteria otturatoria* irroro la superficie mediale del labbro acetabolare, la superficie ed il legamento trasverso dell'acetabolo. Un piccolo ramo di quest'arteria decorre dall'acetabolo alla fovea con il legamento della testa del femore e quindi irroro una porzione limitata della testa femorale, in misura altamente variabile.

L'*arteria glutea superiore* irroro la porzione più alta dell'acetabolo,

Nervi

L'articolazione è riccamente innervata dai nervi articolari principali ed accessori. Questi nervi sono formati da rami articolari diretti, provenienti da tronchi nervosi adiacenti, e da rami articolari provenienti dai nervi dei muscoli attorno all'articolazione (figg. 19 e 20).

Tre nervi articolari si ramificano direttamente nell'articolazione: il *nervo articolare posteriore*, il *nervo articolare mediale* e il *nervo per il legamento rotondo*. Il ramo del nervo articolare posteriore per il muscolo quadrato del femore è il nervo più esteso dell'articolazione. I rami anteriori di questo nervo originano ad intervalli dalla superficie laterale del tronco nervoso principale vicino alla sua terminazione nel quadrato del femore. Questi rami passano lateralmente sulla superficie dell'ischio, sotto il tendine dell'otturatore interno e dei muscoli gemelli, ed entrano nella capsula posteriore dell'articolazione. I rami superiore e medio curvano verso l'alto lungo il labbro acetabolare per innervare la capsula articolare posteriore, e continuano lungo il bordo inferiore del muscolo medio gluteo. Il ramo inferiore decorre lungo il bordo del muscolo otturatore esterno e si distribuisce nella regione inferiore e posteriore della capsula articolare e nel legamento ischio-femorale.

mentre l'*arteria glutea inferiore* irrorava le porzioni inferiore e posteriore del labbro acetabolare.

Le arterie circonflesse mediale e laterale irrorano l'estremo prossimale del femore. Rami di queste arterie circondano il collo del femore e risalgono lungo il collo per formare un anello attorno alle regioni prossimali del collo a livello del solco subcapitale.

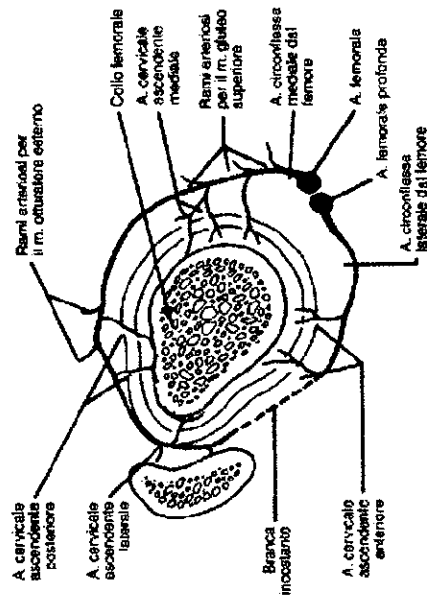


Figura 18 - Vascolarizzazione dell'anca, sezione

In questo punto piccoli rami sono inviati nella testa e si portano paralleli al piatto epifisario. Le *arterie epifisarie laterale, metafisaria superiore e metafisaria inferiore* provengono tutte dall'*arteria circonflessa mediale*.

Le *arterie epifisarie laterali* sono importanti per l'articolazione dell'anca in quanto irrorano circa due terzi della testa femorale. I vasi sanguigni si dividono a livello delle zone di calcificazione provvisoria. Le *arterie circonflesse* irrorano la parte prossimale, i vasi metafisari quella distale.

Diverse anastomosi sono presenti nell'area del collo del femore determinando una buona vascolarizzazione alternativa per il collo del femore, ma nessuna anastomosi intraossea decorre tra la testa ed il collo, limitando la vascolarizzazione della testa dopo un trauma. Il liquido sinoviale provvede alla nutrizione della cartilagine e delle zone di proliferazione cellulare (che presentano una limitata nutrizione).

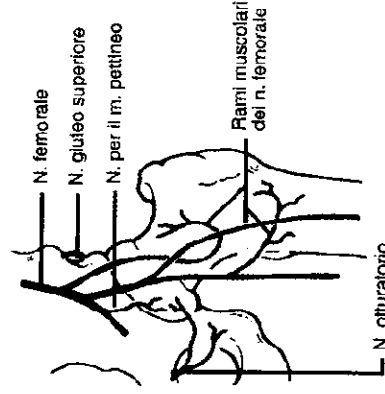


Figura 19 - Innervazione dell'anca, vista anteriore

Il *nervo articolare mediale* origina dalla divisione anteriore del nervo otturatore e si divide nei rami mediale e laterale quando passa attraverso il canale otturatorio. Il ramo laterale libera un ramo articolare mediale prima

di terminare nei muscoli pettineo ed adduttore. Questo ramo articolare mediale si divide in filamenti che innervano le superfici antero-mediale ed inferiore della capsula articolare e il piano mediale del muscolo ileo-psoas. Il *nervo del legamento rotondo* origina dal ramo muscolare proveniente dalla divisione posteriore del nervo otturatore. Entra nell'incisura acetabolare con i vasi sanguigni e si divide in filamenti lungo il legamento rotondo, innervando questo legamento ed il tessuto adiposo acetabolare nel fondo del cotile.

Ad una piccola porzione dell'articolazione dell'anca si distribuiscono *nervi articolari accessori*. Rami muscolari provenienti dal nervo femorale provvedono alla maggior parte dell'innervazione articolare accessoria. Più comunemente, alla capsula articolare antero-mediale ed inferiore si distribuisce il nervo del muscolo pettineo.

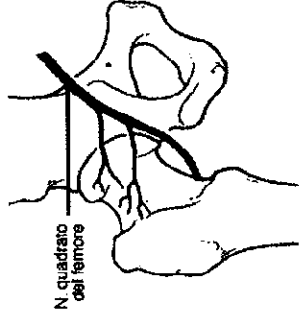


Figura 20 - Innervazione dell'anca, vista posteriore

Tre comuni tipi di terminazioni nervose sono localizzati nell'articolazione dell'anca. Un tipo si distribuisce nella regione capsulare inferiore, anteriore e posteriore. Queste terminazioni nervose sono *meccanorecettori* a lento adattamento e a bassa soglia, e contribuiscono al tono muscolare riflesso a riposo e nella deambulazione. Sono i principali responsabili della consapevolezza percettiva.

Un secondo tipo è costituito da terminazioni a lento adattamento e ad alta soglia, confinate ai legamenti dell'articolazione.

Terminazioni nervose non capsulate (recettori del dolore) sono localizzate in un plesso nella capsula articolare. Sono più concentrate posteriormente ed inferiormente e non si ritrovano nel tessuto sinoviale.

La denervazione dell'articolazione elimina la sensibilità allo stiramento, al movimento ed alle forze compressive. Così, il meccanismo

protettivo dell'articolazione è distrutto, determinando modificazioni degenerative.

Biomeccanica dell'anca

La biomeccanica dell'anca è un argomento di grande interesse per l'Ortopedico ed il Fisiatra. Negli ultimi decenni ha acquisito una rilevanza ancora maggiore, poiché i concetti biomeccanici risultano fondamentali per il successo dei sempre più frequentemente eseguiti interventi di artroplastica. L'argomento è stato approfondito sotto diversi punti di vista. Importanza notevole si è data, per esempio alle problematiche relative all'annessione della protesi nel tessuto osseo, alla convenienza dell'uso del cemento acrilico, al tipo di rivestimento ovvero alla morfologia della superficie protesica, ecc. In questa sede, però, è nostra intenzione approfondire alcuni concetti più generali relativi al funzionamento dell'anca normale ed alle variazioni biomeccaniche che intervengono dopo l'impianto di una protesi, dando per scontato che l'impianto di questa sia tecnicamente ineccepibile, prescindendo dal modello protesico usato.

In *ortostatismo*, con *appoggio bipodalico*, le anche sopportano il peso della testa, del tronco e degli arti superiori (62% del peso corporale). Il centro di gravità del corpo giace su di un piano sagittale perpendicolare al punto medio del segmento che congiunge i due centri delle teste femorali, in una posizione più craniale rispetto al segmento stesso. Se il piano d'appoggio è simmetrico, il carico a cui è sottoposta ciascuna anca corrisponde al 31% del peso del corpo.

In *appoggio monopodalico* l'anca caricata sopporta il peso (**P**) della testa, del tronco, degli arti superiori e dell'arto controlaterale (81% del peso totale del corpo). In pratica è azionata una **leva di 1° genere**, in cui il **fulcro** (**O**) è il centro della testa femorale sotto carico, la **forza resistente** (gravitazionale) è **P**, la **forza motrice** è **M** ed i due **bracci** sono la distanza di **O** dalla direzione, rispettivamente, di **P** (**bp**) e di **M** (**bm**).

Affinché il sistema sia in equilibrio, è necessario che i **momenti** delle due forze siano uguali, e cioè che $bpP = bmM$ (fig. 21). In condizioni statiche la forza risultante (**R**) che agisce sull'anca caricata è la somma vettoriale di **P** ed **M** (fig. 22).

Secondo Pawels ⁷ **bp** è circa tre volte più lungo di **bm**, per tanto, per mantenere l'equilibrio, è necessario che **M** sia circa tre volte maggiore di **P**. Durante la deambulazione ciascuna anca sopporta temporaneamente **P**, per l'alternarsi delle fasi di appoggio monopodalico del passo, ma deve subire anche la forza di inerzia **D**, dovuta alla accelerazione del centro parziale di

gravità.

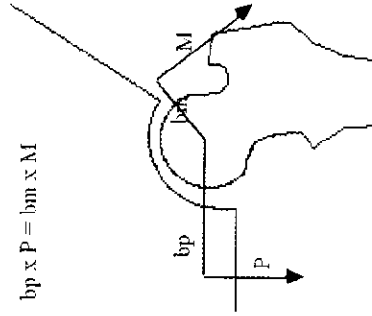


Figura 21 - Sistema coxofemorale in equilibrio

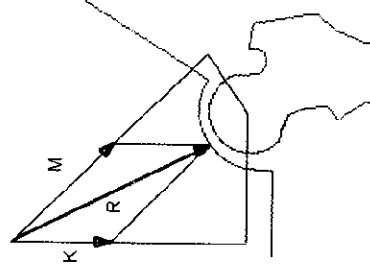


Figura 22 - Risultate delle forze che agiscono sulla testa femorale

Ne consegue che per mantenere l'equilibrio l'azione dei muscoli abduzioni deve controbilanciare la somma (**K**) di **P** e di **D**; in altre parole il momento di **M** deve essere uguale al momento di **K**.

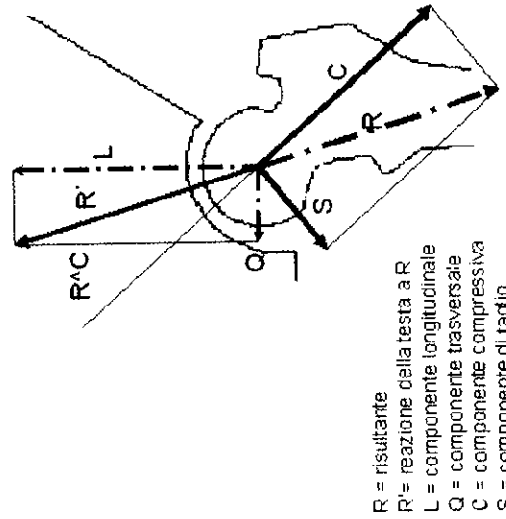
La forza risultante **R** determina degli stress articolari la cui entità dipende dall'intensità di **R**, dall'estensione della superficie portante dell'articolazione e dalla posizione di **R** nella superficie portante.

Greenwald ed Haynes (1972) hanno misurato le superfici articolari dell'articolazione coxofemorale ed affermano che l'area di contatto pieno,

sotto carico, varia tra i 22,19 ed i 33,68 cm² con un valore medio di 26,77 cm².

Kummer (1968, 1974, 1979) ha dedotto dalla forma dei componenti articolari e dalla direzione di R, l'area portante delle superfici articolari e ne ha calcolato la misura per differenti raggi della testa femorale (tra 15 e 33 mm), per differenti ampiezze della facies lunata (10°, 65° e 75°) e per differenti distanze della forza risultante R dal ciglio laterale dell'acetabolo (tra 10° e 50°). Secondo Kummer più ampia è la facies lunata, più lontana è la risultante R dal ciglio cotiloideo, maggiore è il raggio della testa femorale e più estesa sarà la superficie dell'area portante (per una testa femorale con un raggio di 25 mm, la superficie portante calcolata è tra 11,4 e 24,5 cm²). La pressione articolare, che è misura dello stress articolare, è data dal rapporto tra R e l'area della proiezione della superficie portante su di un piano normale ad R (cioè è valido purché la forza risultante intersechi il centro dell'area portante, come sembra verificarsi nell'anca normale). Kummer conclude che i massimi stress compressivi in un'anca normale raggiungono un'intensità di 1620 kg/cm².

La forza risultante R o meglio la *reazione* della testa femorale a R (**R1**), può essere scomposta in una componente longitudinale (L) ed una componente trasversale (Q).



- R = risultante
- R' = reazione della testa a R
- L = componente longitudinale
- Q = componente trasversale
- C = componente compressiva
- S = componente di taglio

Figura 23 - Risultante e sue componenti

La forza R si esercita anche sul collo femorale, ma la direzione di R non coincide con l'asse cervicale. Per tanto R evoca sul collo contemporaneamente un stress compressivo (C) ed uno stress di taglio (S), con direzione normale all'asse cervicale ed intensità proporzionale al seno dell'angolo (**R^C**), individuato dalla direzione di R e dall'asse cervicale (fig. 22). La componente L tende a spingere la testa femorale verso l'alto ed a provocare una sublussazione se la cavità acetabolare è poco profonda, mentre Q, che è molto minore, tende a spingerla verso il fondo della cavità acetabolare.

Le variazioni dell'angolo cervico-diafisario (**CC'D**) hanno un'importanza notevole nella distribuzione dei carichi articolari.

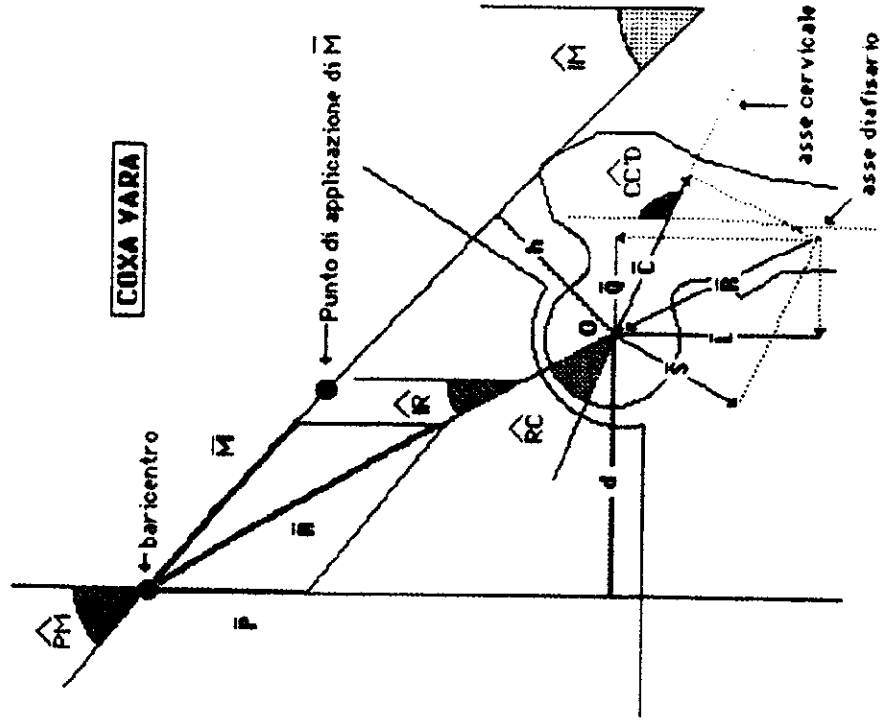


Figura 24 - Coxa vara

In una **coxa vara** il gran trocantere è risalito rispetto alla posizione normale. Ciò determina un aumento dell'angolo d'inclinazione della direzione di M ($I^{\wedge}M$), e di conseguenza un allungamento di bm . Poiché la relazione di equilibrio è: $bpP = bmmM$, è evidente che se si allunga h la forza M , necessaria a controbilanciare P , sarà proporzionalmente minore. Il cambiamento di direzione della forza M determina anche un aumento dell'angolo formato dalle direzioni di P ed M ($P^{\wedge}M$).

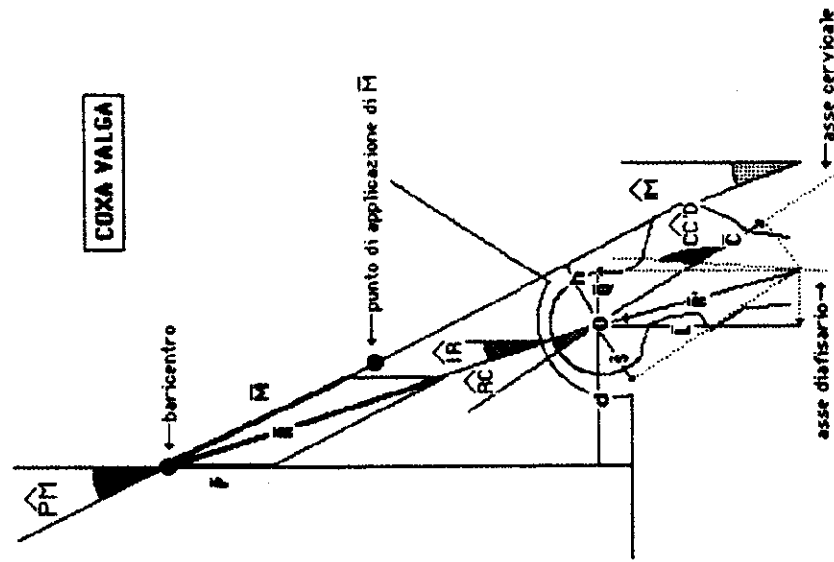


Figura 25 - Coxa valga

La riduzione dell'intensità di M e l'aumento dell'angolo $P^{\wedge}M$ comportano una riduzione dell'intensità di R . Nella coxa vara è ridotto

l'angolo $CC'D$ e, per tanto, è aumentato l'angolo $R^{\wedge}C$. Poiché gli stress di taglio (S) sono direttamente proporzionali al seno di $R^{\wedge}C$, risultano maggiori rispetto alla condizione normale, anche se complessivamente R è minore.

L'angolo d'inclinazione di R ($I^{\wedge}R$) è maggiore dei normali 16° , per cui la componente L (inversamente proporzionale al seno di $I^{\wedge}R$) si riduce, mentre la componente Q (direttamente proporzionale al seno di $I^{\wedge}R$) aumenta; inoltre la direzione di R attraversa l'acetabolo più medialmente.

Nella **coxa valga** accade esattamente il contrario: il gran trocantere è situato più in basso, l'angolo $I^{\wedge}M$ è ridotto, il braccio di leva della forza muscolare bm è accorciato, la forza muscolare M , necessaria a mantenere l'equilibrio, deve essere maggiore, l'angolo $P^{\wedge}M$ è ridotto, l'intensità della forza risultante (R) è aumentata, l'angolo $CC'D$ è, ovviamente, maggiore, l'angolo $R^{\wedge}C$ è ridotto, l'angolo $I^{\wedge}R$ è ridotto, l'intensità della forza L è minore, l'intensità della forza Q è maggiore, la direzione di R attraversa l'acetabolo più lateralmente, gli stress di taglio (S) sono minimi ed il carico (R), produce prevalentemente un'azione compressiva, tramite la componente C , la cui direzione coincide con l'asse cervicale.

Inoltre mentre nella coxa vara si registra un aumento della superficie di carico, nella coxa valga questa si riduce, e per tanto le pressioni articolari sono ancora più accentuate.

**** *

Due elementi hanno un ruolo fondamentale, nel determinismo dei carichi a cui è sottoposta l'articolazione coxo-femorale normale:

- l'esistenza di un **attrito praticamente nullo** (0,007 secondo Barnett e Cobol, 1962; 0,002 secondo Radin et Al.1970).

- l'**incongruenza elastica delle superfici articolari**.

Infatti, l'articolazione coxo-femorale è un sistema deformabile che è in grado di distribuire in maniera omogenea le pressioni su tutta l'estensione delle superfici portanti. Per riprodurre sperimentalmente la situazione articolare dell'anca normale e protesizzata si prenda in considerazione una calotta sferica che riveste una sfera.

Definiamo **polo**, il punto della calotta su cui si scarica la forza R , (risultante della forza peso e delle forze muscolari). La forza risultante R , applicata alla regione polare, si ripartisce in un certo numero di forze unitarie, r , parallele a R che hanno un'incidenza variabile secondo il punto considerato della calotta (fig. 24).

Ciascuna forza r può essere scomposta in una componente normale (n), che ha un'azione compressiva sul sistema, ed in una componente tangenziale

(t). La componente n è proporzionale al seno dell'angolo ($R^{\wedge}T$) che la direzione di r individua con una linea tangente alla calotta nel punto di carico ($n = R \text{ sen } R^{\wedge}T$).

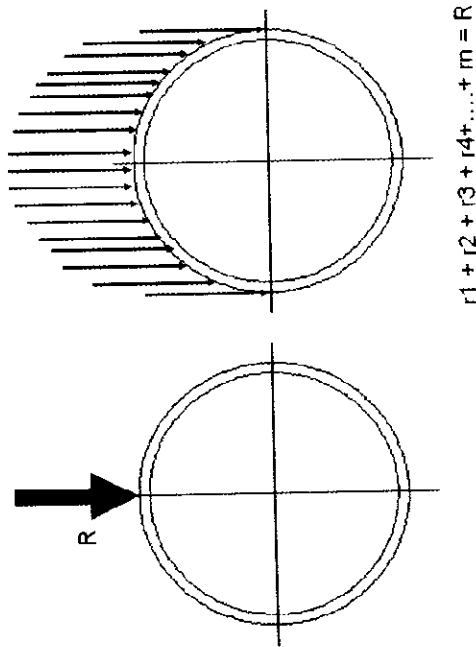


Figura 26 - carico polare

La componente t è invece proporzionale al coseno dell'angolo $R^{\wedge}T$ ($t = R \text{ cos } R^{\wedge}T$). Per tanto, al polo ($R^{\wedge}T = 90^\circ$; $\text{sen } 90^\circ = 1$; $\text{cos } 90^\circ = 0$) sono nulle le componenti tangenziali (t) ed r esercita solo un'azione compressiva ($r = n$). All'equatore ($R^{\wedge}T = 0^\circ$; $\text{sen } 0^\circ = 0$; $\text{cos } 0^\circ = 1$) sono nulle, invece, le componenti normali (n) ed $r = t$.

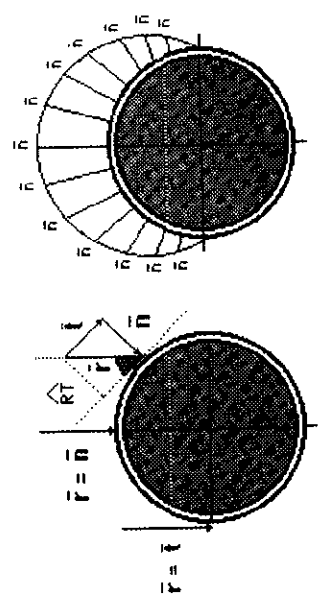


Figura 27 - Componenti del carico polare

In pratica l'azione compressiva della forza R va progressivamente decrescendo man mano che si procede dal polo verso l'equatore della calotta; si parla allora di **carico polare**. Però, questa rappresentazione geometrica della distribuzione dei carichi articolari è solo teorica, in quanto presuppone una perfetta congruenza delle due sfere, che nella realtà non si può realizzare.

Nell'anca normale l'interfaccia cartilaginea delle due superfici articolari costituisce un sistema incongruente formato da una cavità ogivale in cui alloggia la testa femorale, sferica. Finché i carichi sono lievi, il polo della testa femorale non viene a contatto con il fondo cotiloideo. La superficie portante è **paraquatoriale** e la distribuzione degli stress assume una forma a corona, in cui le forze si ripartiscono, da ciascun lato, intorno ad un asse obliquo e sono ancora una funzione sinusale delle forze unitarie r , come nel modello geometrico, ma con una distribuzione differente. Man mano che i carichi crescono, il polo della testa femorale si avvicina al fondo cotiloideo. Quando il carico ha raggiunto il 50% del peso corporeo il polo cefalico prende contatto con il fondo cotiloideo.

Se il carico cresce ulteriormente il polo cefalico si appoggia con forza sul fondo cotiloideo e la congruenza delle superfici articolari diventa totale. Nella regione polare la distribuzione delle forze diventa simile a quella del modello geometrico precedentemente descritto, tuttavia le forze paraquatioriali non sono scomparse, per cui dalla somma di tutte queste forze ne risulta una **distribuzione degli stress omogenea** su tutta la superficie di carico.

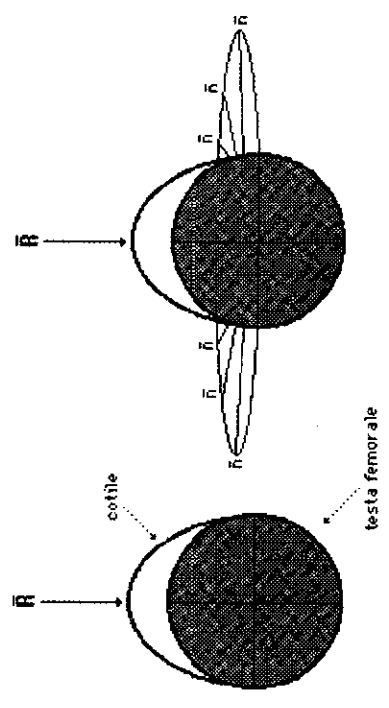


Figura 28 - Carico equatoriale

Se però la forza R aumenta esageratamente, si ha un incremento solo del carico polare, mentre quello equatoriale resta pressoché invariato, e la distribuzione degli stress ridiventa di tipo polare (fig. 27).

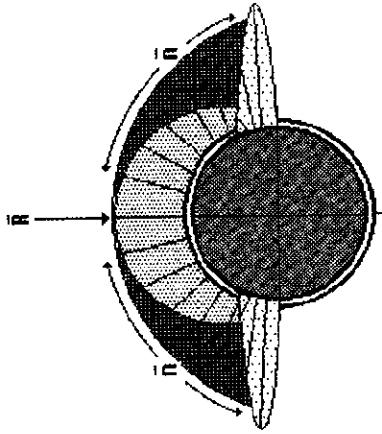


Figura 29 - Carico omogeneo

Quando si tenta di riprodurre artificialmente l'articolazione dell'anca (**artroprotesi**), intervengono alcuni problemi tecnici. Per avere una distribuzione omogenea dei carichi bisognerebbe realizzare una protesi in cui ci fosse una congruenza perfetta tra la parte cefalica e la parte cotiloidea; ciò si può realizzare solo se le due sfere presentano lo stesso raggio. È, però, materialmente impossibile realizzare due sfere rigide concentriche con lo stesso raggio, perché se i due raggi fossero uguali le sfere non sarebbero concentriche, ma coinciderebbero. È ovvio che per consentire il movimento tra le due sfere, è necessario che la sfera interna abbia un raggio più piccolo, sia pur di poco, rispetto a quella esterna. Ma se i raggi sono differenti, il contatto, sotto carico, si può verificare solo in un punto e non su tutta la superficie delle due sfere rigide (fig. 28).

L'estensione della superficie di contatto può, però, crescere se le sfere anziché essere perfettamente rigide presentano una certa elasticità. In tal caso si determina una deformazione della testa e del cotele nella regione polare, dove si realizza un'area di contatto di forma circolare ed appiattita; le regioni equatoriali e paraequatoriali resteranno però senza contatto.

Il raggio dell'area di contatto è funzione del raggio delle sfere, del carico e dell'elasticità dei materiali impiegati, a condizione che questi seguano la

legge di Hooke, e cioè entro limiti di carico non esagerati.

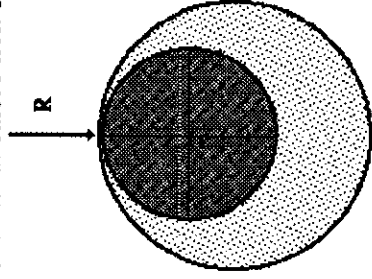


Figura 30 - Contatto polare

Legge di Hooke: "Le deformazioni elastiche sono proporzionali alla intensità delle forze deformanti". È evidente che un corpo elastico che segue la legge di Hooke è un'astrazione. Se, infatti, consideriamo una molla che, sottoposta ad uno sforzo di 1 Kg, si allunghi di 1 mm; per seguire fedelmente la legge di Hooke, a sforzi di 2 Kg, di 3 Kg, ..., la molla dovrebbe rispondere allungandosi rispettivamente di 2 mm, di 3 mm, ... e così via senza mai strapparsi: allora uno sforzo di 1000 Kg dovrebbe produrre un allungamento di 1 m!

Da questo paradossale esempio si evidenzia che i corpi reali seguono la legge di Hooke solo per deformazioni relativamente piccole, rispetto alle dimensioni di riposo, cioè fino ad un punto detto **punto di snervamento o limite di elasticità**, oltre il quale gli allungamenti non sono più proporzionali ai relativi sforzi; se la sollecitazione continua a crescere, il corpo è soggetto a rottura (**limite di rottura**). Nell'intervallo tra il limite di elasticità ed il limite di rottura il corpo non è più elastico, ma non solo nel senso che viene a mancare la proporzionalità tra sforzo e deformazione, ma anche nel senso che esso, lasciato libero, assume una lunghezza di riposo maggiore della lunghezza primitiva: si è così prodotta una **deformazione permanente**. Ma anche entro i limiti di elasticità, non sempre le deformazioni rispondono immediatamente alle sollecitazioni che le provocano. Per esempio certi acciai sottoposti a trazione con una forza costante, subiscono istantaneamente un allungamento inferiore a quello previsto dalla legge di Hooke; ma poi sotto l'azione prolungata della forza, continuano ad allungarsi sempre più lentamente fino a raggiungere la

lunghezza prevista (**deformazione susseguente**). Analogo comportamento si riscontra al cessare della forza di trazione.].

Ai fini dei calcoli che saranno di seguito eseguiti si considereranno gli *elementi protesici come fedelmente rispondenti alla legge di Hooke*.

A questo punto è necessario sottolineare l'**importanza che il raggio della testa protesica ha sul determinismo del carico articolare**, in quanto è una delle variabili da cui dipende la estensione dell'area di contatto, e di conseguenza l'entità delle pressioni articolari.

Nell'anca normale, invece il raggio cefalico non ha alcuna influenza né sull'entità né sulla distribuzione degli stress articolari.

Nell'articolazione protesica, le pressioni che si esercitano sul disco polare d'appoggio sono, ovviamente, inversamente proporzionali alla superficie di questo. La distribuzione delle pressioni non sarà uniforme su tutto il disco. Le pressioni unitarie saranno minori alla periferia, raggiungendo il massimo al polo, dove il loro valore è 1,5 volte quello della pressione media. Si è così evidenziata la prima grossa differenza tra anca normale ed anca protesica:

Mentre l'anca normale è sede di un'omogenea distribuzione dei carichi superficiali articolari, che consente un'omogenea distribuzione elastica delle superfici articolari, l'anca protesica presenta su tutta la superficie articolare, l'anca protesica presenta un'incongruenza polare ed il carico si esercita solo su un disco d'appoggio di superficie limitata, la cui estensione è funzione, tra l'altro, dal raggio cefalico.

L'anca normale, come tutte le altre articolazioni del corpo umano, è un sistema meccanico eccezionale: la particolare struttura delle cartilagini articolari e l'efficiente lubrificazione consentono un movimento praticamente esente da attriti. Invece in tutte le macchine con parti in movimento, nonostante le più perfezionate tecnologie, non si è mai riusciti ad ottenere attriti nulli. Anche le protesi d'anca non sfuggono a questa regola; infatti, durante i movimenti, presentano degli attriti che non possono essere trascurati.

L'attrito

Se ad un corpo **C**, di peso **P**, posto in stato di quiete su di una superficie piana **S**, è applicata una forza **F**, che presenti una componente tangenziale al piano di appoggio, si può osservare che il corpo si mette in moto solo quando la intensità di **F** raggiunge un determinato valore detto **sforzo di smarramento** o **sforzo di avviamento** (**F_s**)⁹.

Empiricamente è dimostrabile che l'intensità dello sforzo di smarramento necessaria a mettere in moto il corpo dipende in particolare dal peso del corpo (**P**) e dalla direzione di **F_s**. Un'altra considerazione empirica è che una volta che il corpo ha perso il suo stato di quiete, per mantenere un moto uniforme è necessaria una forza **F_d**, sensibilmente inferiore a **F_s**.

Si può affermare che esiste un rapporto di proporzionalità tra le forze **F_s** e **F_d** ed il peso del corpo, **P**, che può essere rappresentato con le seguenti relazioni: $F_s = c_s P$ e $F_d = c_d P$, dove c_s è detto **coefficiente di attrito statico** o **di primo distacco** e c_d **coefficiente di attrito dinamico**.

I coefficienti d'attrito, sia statico che dinamico, dipendono dalla natura e dallo stato fisico delle superfici a contatto e sono indipendenti dall'estensione di queste.

L'**attrito** è, in pratica, la risultante di tutta una serie d'interazioni che si verificano a livello delle superfici di scorrimento, la cui genesi può essere riferita al fatto che per quanto possano essere levigate le superfici a contatto dei due corpi in moto relativo, permangono sempre delle per minime irregolarità, con punti più sporgenti e piccole depressioni. Ne consegue che il corpo **C**, preso precedentemente in esame, viene effettivamente a contatto con la superficie **S**, non già per tutta la estensione della sua base di appoggio, ma solo in corrispondenza dei punti più sporgenti. Dato che esiste un rapporto di proporzionalità inversa fra la pressione (**P**) esercitata dal corpo **C** e l'estensione della superficie di appoggio (**S**), definita dalla seguente nota relazione: $P = F / S$ (dove **F** = forza, e nella fattispecie corrisponde al peso del corpo).

È ovvio che se l'effettiva area di contatto fra i due corpi si riduce drasticamente, per effetto delle asperità summenzionate, la pressione che si viene ad esercitare nei punti più sporgenti è elevatissima, tanto da produrre vere e proprie saldature fra i due corpi, nei punti di contatto. Per permettere il moto relativo tra i due corpi è, dunque, necessario rompere tali saldature e

la forza che occorre dà ragione del fenomeno dell'attrito. Si può definire, a questo punto, **attrito statico** la resistenza che si oppone all'inizio del movimento ed **attrito dinamico**, invece quella che si oppone al moto relativo di due corpi a contatto.

Si distinguono tre tipi di attrito dinamico: *attrito radente*, *attrito di rotazione ed attrito di rotolamento*.

L'**attrito radente**, di gran lunga il più diffuso, si produce durante un movimento di scivolamento. L'**attrito di rotazione** si manifesta quando i due corpi conservano durante il movimento conservano un punto di contatto in comune. L'**attrito di rotolamento** si ha quando un punto di contatto (o una linea), dell'uno o dell'altro, gioca il ruolo di centro istantaneo di rotazione.

Empiricamente si dimostra che un parallelepipedo liscio posto su di piano inclinato, ugualmente liscio, si mette a scivolare solo quando l'inclinazione del piano, partendo dall'orizzontale, raggiunge un determinato valore, detto **angolo di attrito** (ϕ).

L'angolo ϕ è indipendente dall'estensione delle superfici di contatto e dal peso del parallelepipedo, ma dipende solo dalla natura delle superfici stesse. In pratica il parallelepipedo inizia a muoversi solo quando l'inclinazione del piano è tale, che la componente tangenziale del suo peso (t) supera la forza di attrito che si oppone al moto. La tangente goniometrica dell'angolo ϕ è detta **coefficiente di attrito**.

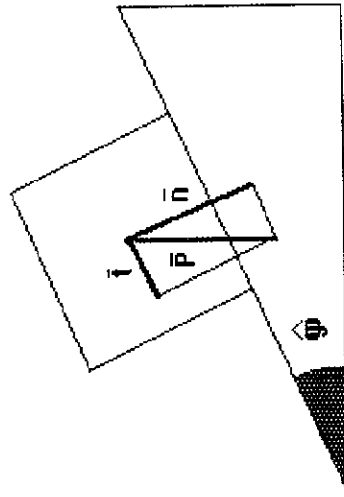


Figura 31 - Angolo di attrito

risalire un piano inclinato solo finché l'inclinazione del piano è inferiore all'angolo ϕ . Ma non appena l'inclinazione del piano raggiunge il valore di ϕ , la sfera continuerà a rotolare slittando nello stesso posto.

Simile è il caso di una sfera che rotola dentro un'altra più grande: la sfera piccola inizierà a slittare quando la tangente al punto di contatto forma con l'orizzontale un angolo pari all'angolo di attrito ϕ . Lo stesso comportamento è tenuto dalla testa protesica dentro il cotile.

In un soggetto in appoggio monopodalico i muscoli abduttori si contraggono per controbilanciare il peso corporeo (P); in un sistema senza attrito la direzione della forza risultante (R) passerebbe per il centro della testa femorale (O). Se l'azione muscolare aumenta d'intensità, si osserva un rotolamento della testa protesica nel cotile fino a quando la tangente in quel punto e la tangente al polo non abbiano formato un angolo pari all'angolo di attrito (ϕ). Nel corso di questo movimento si manifestano degli attriti di rotolamento, che, tuttavia sono trascurabili rispetto agli altri.

Quando l'angolo ϕ è superato, la testa smette di rotolare ed inizia un movimento di scivolamento. Se, a questo punto, i muscoli abduttori si rilasciano, la testa rotola indietro fino a raggiungere un punto simmetrico, rispetto all'asse polare, a partire dal quale riprende di nuovo un movimento di slittamento (fig. 30).

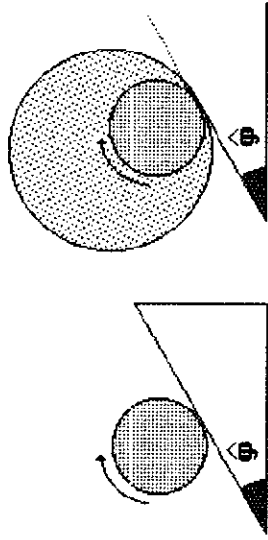


Figura 32 - Angolo di attrito

In effetti, quando il movimento di rotolamento inizia, il centro di rotazione istantaneo si posiziona su di un arco circolare di 2ϕ gradi, centrato sul polo. Nello spazio quest'arco corrisponde ad una calotta sferica dello stesso angolo. Quando la testa protesica passa al movimento di slittamento, il centro di rotazione ritorna immediatamente al centro della

Per lo stesso principio, una sfera animata da moto circolare proprio potrà

importanti. Tuttavia fisiologicamente l'attrito di rotazione si manifesta molto meno frequentemente, perché corrisponde ad un movimento di rotazione del soggetto su se stesso. La coppia di rotazione è, invece, utilizzata sperimentalmente per studiare gli attriti delle protesi.

Bisogna notare che anche questa coppia è funzione del raggio cefalico. Abbiamo precedentemente visto che l'estensione della superficie d'appoggio dipende in parte dall'elasticità dei componenti. Se le forze d'attrito ed il momento d'attrito sono indipendenti da questa superficie, al contrario, la coppia d'attrito di rotazione e le pressioni, vi sono strettamente legate.

La presenza di un'elasticità importante comporta evidentemente un aumento della superficie d'appoggio, il che è certamente un beneficio per quanto riguarda le pressioni, ma determina un aumento della coppia d'attrito per rotazione (tanto più quanto più la testa sarà grossa).

Se invece, si riduce l'elasticità, si riduce anche la superficie d'appoggio e contemporaneamente il momento d'attrito per rotazione, ma aumentano notevolmente le pressioni e ciò può esser la causa di un'eventuale degradazione delle condizioni della superficie, se il materiale non resiste. Se per ipotesi, si potesse sopprimere tutta l'elasticità, si porterebbe il contatto protesico ad un punto e dunque a delle pressioni infinite!

Bisogna, dunque, cercare di utilizzare nella costruzione delle protesi del materiale con poca elasticità, ma dotato di una buona resistenza alle compressioni e con un coefficiente d'attrito molto basso.

La componente cotiloidea è fissata all'osso con mezzi, che sono all'origine di una **coppia di aderenza** molto superiore alla coppia di attrito della protesi stessa. È chiaro che questa coppia d'attrito protesico va ad esaurirsi nella coppia d'aderenza del cotile, sollecitando, così, i mezzi di fissaggio a ciascun movimento alternativo delle leve messe in causa.

È evidentemente auspicabile aumentare il più possibile la differenza tra ciascuna di queste coppie aumentando l'una e cercando di ridurre l'altra.

testa protesica.

Si sottolinea che il valore dell'arco, 2α , dipende solo dai materiali utilizzati e dalla loro lavorazione: è indipendente dal diametro della testa. Per contro, il diametro della testa è direttamente responsabile della sede del centro di rotazione istantaneo sulla circonferenza cotiloidea.

Questa localizzazione del centro di rotazione è all'origine di un maggiore sforzo da parte dei muscoli abduttori, e dunque dell'accentuazione del carico R in quel punto. Il carico R è dunque molto influenzato dal diametro della testa protesica. Bisogna, però, sottolineare che questo fenomeno di sovraccarico esiste solo per un breve istante e cessa quando il centro di rotazione ritorna al centro della testa femorale, ma malgrado tutto è periodico durante la marcia e, per tanto, deve essere preso in considerazione.

La superficie di contatto tra la testa ed il cotile è un'area in cui centro corrisponde al punto di appoggio della risultante R , sul cotile. Il raggio di questa superficie, com'è stato già detto, è funzione dei diametri sferici, dell'elasticità e del carico R . È chiaro che nel suo movimento di rotolamento, seguito da strisciamento-slittamento, la testa si trascina quest'area d'appoggio, così l'arco reale percorso dalla testa sarà non solamente una calotta sferica di 2α , centrata sul polo, ma comprenderà anche una zona sferica adiacente (nel senso geometrico del termine), la cui estensione corrisponde approssimativamente al raggio dell'area d'appoggio.

A causa della comparsa di una forza d'attrito F al momento della contrazione muscolare, le condizioni d'equilibrio fanno sì che la risultante R non passi per il centro della testa femorale. La forza muscolare (M) ed il suo braccio di leva (bm) devono opporsi non solamente al momento creato dal peso corporeo, ma anche a quello creato dall'attrito e rappresentato dal prodotto della forza di attrito F e del raggio cefalico r (Fr).

Si sottolinea che anche in questo fenomeno entra in gioco il raggio della testa protesica, che oltre che influenzare la superficie della area articolare di carico interviene nel determinare lo sforzo dei muscoli abduttori e quindi il carico totale R .

Si è visto che il coefficiente d'attrito è indipendente dal diametro della testa protesica, ma che le forze applicate all'anca dipendono in parte dal coefficiente d'attrito e dal raggio cefalico. Il momento d'attrito (Fr) si riduce via via che il raggio cefalico diminuisce e diviene nullo, quando questo è 0, cioè con una testa puntiforme. Ne risulta l'utilità di una testa protesica dal diametro il più piccolo possibile.

Sono stati, fino ad ora considerati l'attrito radente e l'attrito di rotolamento, ma esiste anche l'attrito di rotazione che produce delle forze

Materiali e metodo

Con la nostra procedura è possibile calcolare il carico complessivo (R) a cui è sottoposta l'anca normale di un soggetto che deambula armonicamente. È utilizzabile un qualsiasi personal computer dotato di un foglio elettronico (tipo Excel). La procedura consente di ottenere il risultato partendo da dati di semplice rilevazione senza l'ausilio di particolari attrezzature tecniche.

Quest'orientamento è dettato dalla necessità di avere a disposizione un metodo rapido e semplice che possa essere utilizzato anche da personale non specializzato: per il nostro studio è necessario solamente conoscere il peso del paziente ed avere a disposizione una radiografia standard del bacino.

Tecnica radiologica

Si esegue una telerradiografia del bacino in posizione ortostatica. Al fine di riprodurre quanto più fedelmente possibile la situazione in cui si trova l'anca sotto carico, è preferibile che la *distanza fuoco-pellicola* sia la maggiore possibile (preferibilmente almeno 2 metri). Il raggio centrale deve avere direzione orizzontale, punto d'incidenza nel punto medio della linea che unisce la sinfisi pubica con la linea bisiliaca, punto d'emergenza in corrispondenza della 3° vertebra sacrale.

Acquisizione dei dati

È inscritto sul radiogramma del bacino un sistema di assi cartesiani bidimensionale in cui l'asse della X corrisponde ad una linea tangente al margine inferiore delle due tuberosità ischiatiche e l'asse della Y passa per la sinfisi pubica. Sono rilevate, con un comune righello, le coordinate (in cm) di 6 punti:

- 1) S.I.A.S. (P1);
- 2) Ciglio cotiloideo (P2);
- 3) Apice gran trocantere (P13);
- 4) Limite laterale testa femorale (P19);
- 5) Limite mediale testa femorale (P20);
- 6) Un altro punto qualsiasi del profilo della testa femorale (P21).

I medesimi punti sono rilevati anche in caso di un'anca protesizzata.

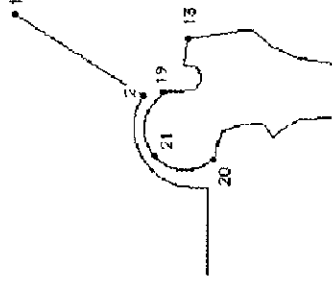


Figura 33 - Punti da identificare sul radiogramma del bacino

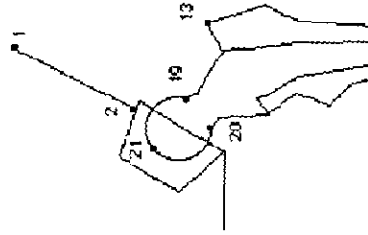


Figura 34 - Punti da identificare sul radiogramma del bacino nell'anca protesizzata

Note tecniche

Alcuni A.A. (Pawels) hanno affrontato la problematica della biomeccanica dell'**anca normale** basandosi su due elementi:

- 1) Riferimento ai dati del **oggetto studiato da Braune e Fischer** alla fine del secolo XIX.¹⁰
- 2) Assunzione di una **lunghezza fissa per il braccio di leva della forza M** (4 cm).

In questo studio, invece, ci si è proposto di realizzare una procedura

che consenta la valutazione dei carichi articolari dell'anca, **in tutte le fasi del passo**, utilizzabile per **qualsiasi soggetto**. Tuttavia, è stato necessario fare alcune approssimazioni; abbiamo considerato come:

- 1) *punto di applicazione di M sull'ala iliaca*: un punto che ha come ascissa l'ascissa del ciglio cotiloideo e come ordinata l'ordinata della SIAS;
- 2) *punto di applicazione di M sul gran trocantere*: l'apice del gran trocantere;
- 3) *accelerazione di S5* (baricentro parziale del corpo): quella calcolata da Braune e Fischer (per ipotesi il nostro soggetto **cammina in modo armonico**).

Per quanto riguarda il **braccio di leva di M**, elemento importante ai fini del calcolo di R, ne abbiamo calcolato la **lunghezza teorica**, ovvero quella necessaria a mantenere il sistema in equilibrio, assumendo che questa corrisponda a quella reale, per l'ipotesi di partenza che il soggetto deambula senza zoppia e che, quindi, il sistema è in equilibrio.

Lo studio è stato esteso a **tutte le dodici fasi dell'empasso destro** (secondo Braune e Fischer).

Ingrandimento radiografico

Le coordinate dei punti rilevate sul radiogramma subiscono una maggiorazione in conseguenza dell'ingrandimento radiografico; per tanto si rende necessario operare una rettifica, altrimenti si determinerà, inevitabilmente, un errore di calcolo, anche consistente.

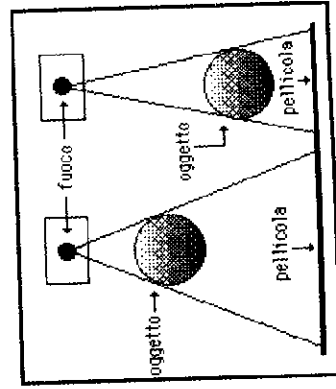


Figura 35 - Ingrandimento radiografico

Per conoscere con esattezza il valore dell'ingrandimento radiografico,

e quindi le dimensioni reali dell'oggetto radiografato, occorre conoscere: la **distanza fuoco-pellicola**, la **distanza oggetto-pellicola** e le **dimensioni apparenti** dell'oggetto. In linea di massima di questi tre elementi l'unico noto con certezza è la dimensione apparente dell'oggetto. Infatti, seppure teoricamente sia possibile rilevare la distanza fuoco-pellicola, praticamente questa misurazione può, con alcuni tubi radiografici, risultare scomoda o comunque approssimativa. Ancora più problematica, se non impossibile, è la misurazione precisa della distanza oggetto-pellicola; per due motivi:

- a) l'oggetto in questione (articolazione dell'anca) è tridimensionale;
- b) le strutture anatomiche interessate sono, nel vivo, ovviamente, inaccessibili agli usuali strumenti di misura.

Il problema dell'ingrandimento radiografico è stato risolto utilizzando il seguente artificio:

- 1) Durante l'esecuzione della radiografia si pone ad una distanza nota dalla pellicola un elemento di riferimento radiopaco di dimensioni note.
- 2) Si misura sul radiogramma la dimensione apparente dell'elemento di riferimento.
- 3) Si calcola la **distanza teorica** del fuoco dalla pellicola:

$$\text{distFP} = \text{dma.dsr} / (\text{dma} - \text{dmr})$$

[**dma** = dimensioni apparenti, **dsr** = distanza riferimento pellicola, **dmr** = dimensioni reali]

- 4) Si stabilisce in via approssimativa la distanza oggetto-pellicola minima e massima entro cui verosimilmente è compresa l'intera articolazione dell'anca.

- 5) Si calcolano i fattori di riduzione minimo, massimo e probabile:

$$\text{frmx} = (\text{distFP} - \text{dmn}) / \text{distFP}; [\text{dmx} = \text{distanza massima}]$$

$$\text{frmn} = (\text{distFP} - \text{dmx}) / \text{distFP}; [\text{dmn} = \text{distanza minima}]$$

$$\text{fr} = (\text{frmx} + \text{frmn}) / 2; [\text{fr} = \text{fattore di riduzione probabile}]$$

- 6) Si calcola il range d'errore massimo che tale procedura può comportare:

$$\text{range} = (\text{frmx} - \text{fr}) / \text{fr} - 100$$

- 7) L'ingrandimento percentuale sarà:

$$\text{fi} = (1 - \text{fr}) / \text{fr} - 100; [\text{fi} = \text{ingrandimento percentuale probabile}]$$

- 8) Si moltiplicano le coordinate rilevate sulla radiografia per il fattore di riduzione; si ottengono così dei valori, che sia pur non necessariamente corrispondenti alla realtà, assicurano un errore percentualmente minimo e,

comunque noto.

Calcolo delle coordinate del centro cefalico

Il centro della testa del femore rappresenta il centro di rotazione di tutto il sistema articolare dell'anca normale ed anche il fulcro della leva che mantiene in equilibrio il bacino durante la deambulazione.

I dati in nostro possesso sono le coordinate di tre punti del profilo radiologico della testa femorale: **P19(cc, gg)**, **P20(aa, dd)** e **Pp21(bb, tt)**.

In un piano cartesiano, l'equazione di una circonferenza è:

$$x^2 + y^2 + ax + by + c = 0$$

dove le coordinate del centro sono: **C(a, b)**, ed il

raggio è: $r = \sqrt{a^2 + b^2 - c}$. Se una circonferenza passa per 3 punti: **A(x1, y1)**, **B(x2, y2)** e **C(x3, y3)**, il valore dei coefficienti **a**, **b** e **c** si ottiene risolvendo il sistema:

$$x_1^2 + y_1^2 + ax_1 + by_1 + c = 0$$

$$x_2^2 + y_2^2 + ax_2 + by_2 + c = 0$$

$$x_3^2 + y_3^2 + ax_3 + by_3 + c = 0$$

Identificati i tre punti con **P19(cc, gg)**, **P20(aa, dd)** e **P21(bb, tt)**,

procediamo come segue:

$$aa = cx_20, dd = cy_20, bb = cx_21, tt = cy_21, cc = cx_19, gg = cy_19$$

$$pp = ((bb^2 + tt^2) - (aa^2 + dd^2)) + zz$$

$$rr = bb - aa + zz;$$

$$ss = ((cc^2) + (gg^2)) - ((aa^2) + (dd^2)) + zz$$

$$yy = \frac{((pp - cc) - (aa - pp) - (rr - ss) + rr)}{(-(cc - tt) + (cc - dd) + (gg - rr) + (aa - tt) - (dd - rr)}$$

$$xx = ((yy(dd - tt)) - pp) / rr$$

$$z = x(aa \times xx) \times (dd \times yy) \times ((aa^2) + (dd^2))$$

$$tx = -xx / 2$$

$$ty = -yy / 2$$

$$ra = \sqrt{tx^2 + ty^2} - z$$

Dove **tx** e **ty** sono le coordinate del centro cefalico e **ra** il raggio cefalico (che, invero, essendo l'anca normale senza attrito, è irrilevante ai

fini del calcolo).

Nell'effettuare il calcolo delle coordinate del centro cefalico abbiamo verificato che utilizzando misure in *mm* il calcolo risultava esatto, mentre passando ai *cm* si verificava un errore assolutamente inaccettabile, quanto apparentemente ingiustificato. La spiegazione del fenomeno è da riferire al fatto che il computer può rappresentare solamente un numero finito di numeri; se un numero reale *x* è compreso tra due numeri macchina consecutivi, *A* e *B*, sarà rappresentato o come *A* o come *B*.

Il processo di approssimazione di un numero reale al numero macchina più vicino è chiamato "arrotondamento" e l'errore introdotto è detto "errore di troncamento". Se il computer arrotonda *x* al numero macchina *A*, avremo un "errore assoluto" di $|A-x|$; una misura più significativa di questo errore è data dall'"errore relativo", $(A-x/x) \times 100$, cioè l'errore di arrotondamento espresso in percentuale.

Un caso particolarmente grave di errore numerico avviene quando si sottraggono due numeri molto vicini tra loro, per esempio:

$$0,991012312 - 0,991009987 = 0,00002325$$

Se il computer esegue i calcoli con precisione di sei cifre, tronecherà il risultato a $0,000002$, il che comporta un errore assoluto di $0,000000325$, ma con l'errore relativo di circa il 14%:

$$0,000000325 / 0,00002325 \times 100 = 13,97849462$$

È evidente che se in una procedura di calcolo devono essere eseguite ripetute operazioni di questo tipo, l'errore può raggiungere livelli così elevati da rendere completamente privo di significato il risultato. Analogamente occorre un errore di questo genere, quando si sommano numeri molto grandi con numeri molto piccoli, il che determina la perdita di molte cifre significative.

Nel nostro caso, nonostante anche con una precisione di 14 cifre, è sufficiente il salto di una posizione decimale (*da cm a mm*) per innescare l'errore numerico. Per superare questo problema abbiamo utilizzato un artificio e cioè abbiamo moltiplicato per 1000 i valori delle coordinate raccolte in *cm*, effettuato il calcolo, e quindi rettificato i risultati, dividendoli per 1000.

Un altro errore in cui è possibile incorrere è la *divisione per 0*, che il computer non può eseguire; abbiamo evitato di incorrere in quest'errore sommando ai risultati di alcune sottrazioni (ove si rendeva necessario) il valore **zz** ($=0,0000000001$), cioè un numero sufficientemente piccolo da non influenzare la significatività dei risultati, ma pur sempre diverso da 0.

Calcolo dell'angolo d'inclinazione di M sul piano OYZ.

Le coordinate rilevate sulla radiografia si riferiscono ad un sistema cartesiano bidimensionale; per estendere la procedura ad uno spazio a tre dimensioni, identifichiamo l'asse X con quello Y del nuovo sistema (positivo a destra) e l'asse Y con quello Z (positivo in basso); il nuovo asse X sarà quello della direzione di marcia (positivo in avanti).

Ci proponiamo adesso di calcolare l'angolo di inclinazione di M, o meglio della proiezione di M sul piano OYZ.

Consideriamo il triangolo rettangolo ABC dove $A(P2x, P1y)$ e $B(P13x, P13y)$ rappresentano rispettivamente i punti di applicazione di M sull'ala iliaca e sul gran trocantere, mentre C è il vertice dell'angolo retto:

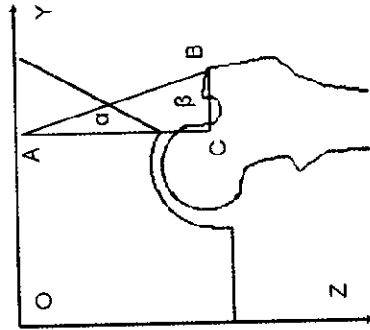


Figura 36 - Angolo d'inclinazione di M sul piano OYZ. () rispetto all'asse Z.

Allora:

$$a = ABS(P13x - P2x + zz); [a = \text{misura del cateto } BC]$$

$$b = ABS(P1y - P13y + zz); [b = \text{misura del cateto } AC]$$

$$\beta = atan(b/a); [\beta = \text{angolo opposto al lato } b \text{ in radianti}]$$

$$-rad = \frac{\beta}{2} \text{ --- }; [rad = \text{angolo opposto al lato } a, \text{ ovvero angolo di}]$$

inclinazione di M; in radianti]

$$x = \frac{xrad \times 180}{x}; [\beta = \text{angolo di inclinazione di M in gradi}]$$

Calcolo della lunghezza della proiezione del braccio di leva di M sul piano OYZ

Consideriamo il triangolo ABC, dove:

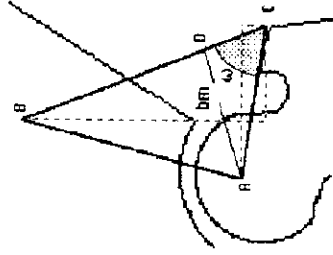


Figura 37 - Calcolo di bm

$A(xA, yA)$ = centro della testa femorale;

$B(xB, yB)$ = punto di applicazione di M sull'ala iliaca;

$C(xC, yC)$ = apice del gran trocantere.

Avremo che:

$$xA=fx, yA=fy, xB=x, yB=y, xC=cx/3, yC=cy/3$$

I tre lati del triangolo ABC saranno:

$$AB = \sqrt{(xA - xB)^2 + (yA - yB)^2};$$

$$BC = \sqrt{(xB - xC)^2 + (yB - yC)^2};$$

$$AC = \sqrt{(xA - xC)^2 + (yA - yC)^2};$$

Utilizziamo quindi le formule di Briggs, che consentono di calcolare gli angoli di un triangolo, quando se ne conoscono i lati:

$$p = \frac{(AB + BC + AC)}{2}; [p = \text{semiperimetro di } ABC]$$

$$\omega = \frac{atan\left(\frac{(p \omega BC) \omega (p \omega AC)}{(p \omega (p \omega AB))}\right) \omega 2; [\omega = \text{angolo opposto al lato } AB].$$

Tracciamo l'altezza del triangolo ABC rispetto al lato BC e verifichiamo che questa (AD) corrisponde a bm, o meglio alla proiezione di bm sul piano OYZ. Nel triangolo rettangolo ACD, bm rappresenta il cateto

opposto all'angolo acuto δ , quindi:

$$bM = AC \times \sin x, \quad \text{ratio} = \frac{BC}{bM}$$

[ratio = rapporto tra lunghezza e braccio degli abduttori].

Calcolo della forza d'inerzia (D) e delle sue componenti

Un importante fattore che entra in gioco per la determinazione della condizione d'equilibrio del sistema costituito dall'articolazione dell'anca sotto carico, è la **forza d'inerzia (D)**, dovuta alla traslazione nello spazio del centro di gravità parziale del corpo (S5).

$D = ma$, dove m è la massa corporea ed a l'accelerazione.

Avremo che:

$$fp = 0,8136286201x \text{ peso}; [fp = \text{peso corporeo escluso l'arto in carico}]$$

$$\text{massa} = fp \times gi; [gi = 9,80665 \text{ m/sec}^2 = \text{accelerazione di gravità}]$$

Per calcolare D è necessario conoscere l'accelerazione di S5 durante le varie fasi del passo. Com'era stato già premesso, nel nostro calcolo abbiamo assunto che le accelerazioni a cui è sottoposto il baricentro parziale del soggetto sottoposto ad esame coincidano con quelle calcolate da Braune e Fischer (tab 1).

fasi	ACCX	ACCY	ACCZ
12	-0,03	-1,08	-5,08
13	-0,82	-0,88	-3,99
14	-1,91	-0,71	-1,88
15	-1,12	-0,54	0,8
16	-0,42	-0,4	3,44
17	-0,3	-0,28	5,04
18	-0,24	-0,18	4,08
19	-0,13	-0,23	2,5
20	0,06	-0,5	0,56
21	0,29	-0,89	-1,53
22	0,46	-1,4	-2,07
23	0,5	-1,97	-0,13

Tab. 1 - Componenti dell'accelerazione nelle varie fasi dell'empipasso destro (in m/sec²) secondo Braune e Fischer.

Poiché anche l'accelerazione è una grandezza vettoriale (ha, infatti, un

punto d'applicazione [S5], una direzione, un verso ed un'intensità o modulo), può essere scomposta in tre componenti secondo gli assi X,Y,Z.

In questo studio è stato possibile verificare che **le componenti dell'inerzia secondo la direzione di marcia e la direzione ortogonale alla marcia** (assi X ed Y) **non sono molto significative**, mentre assume un **valore importante l'inerzia verticale**. Sarà proprio quest'ultima che si sommerà o sottrarrà al peso corporeo per determinare il carico complessivo, che dovrà essere bilanciato dalla forza abduttoria.

La forza d'inerzia è la reazione all'accelerazione e quindi è diretta in senso contrario: se l'accelerazione è diretta in alto, la forza d'inerzia sarà diretta in basso e quindi si sommerà al peso corporeo, mentre se l'accelerazione è diretta in basso, l'inerzia sarà ascendente e quindi si sottrarrà al peso.

Passando ai calcoli:

$$dx = \text{massa} \times \text{accx}, \quad dy = \text{massa} \times \text{accy}, \quad dz = \text{massa} \times \text{accz}$$

dove **dx, dy e dz** sono le componenti della forza di inerzia e **accx, accy ed accz** sono le componenti dell'accelerazione.

Calcolo del carico complessivo (K) e delle sue componenti

Il carico complessivo (K), che deve bilanciato dalla forza abduttoria, è un vettore che può essere scomposto in tre componenti secondo gli assi coordinati: kx, ky e kz . Le componenti corrispondono a:

$$kx = dx, \quad ky = dy, \quad kz = fp + dz.$$

Conoscendo le tre componenti di un vettore (V) è possibile calcolarne il modulo con la:

$$|V| = \sqrt{vx^2 + vy^2 + vz^2},$$

che applicata al caso di specie, sarà:

$$|K| = \sqrt{kx^2 + ky^2 + kz^2}.$$

È stata calcolata anche la variazione percentuale tra K e kz , verificando che questa (ratio kz) è minima (nell'ordine di circa l'1%), tanto che, in un calcolo ove non sia richiesta una grande accuratezza, i due vettori possono essere assimilati.

$$\text{ratio}kz = \frac{K - kz}{kz - 100}, \quad \text{ratio}fpk = \frac{K - fp}{fp - 100}$$

Al contrario la variazione percentuale tra K e P (ratio fpk) può essere

consistente, superando in alcune fasi del passo (come la 12) anche il 50%; ciò conferma che nel calcolo dello stress articolare dell'anca, una valutazione statica, che, cioè, non tenga conto della forza d'inerzia, può condurre ad errori assolutamente intollerabili.

Calcolo del braccio di leva di K e delle sue componenti

In una leva di primo genere affinché ci sia l'equilibrio è necessario che il momento della forza motrice coincida con il momento della forza resistente. Il momento (m) di una forza (F) è dato dal prodotto di questa per il suo braccio di leva (b), e cioè:

$$m = bFsen\alpha,$$

dove α è l'angolo individuato dalla direzione della forza e quella del braccio di leva. L'equilibrio si ha quando:

$$P \times bP = R \times bR.$$

Nel caso di specie:

- il fulcro è rappresentato dal centro della testa femorale,
- la forza resistente è il peso, o meglio K,
- la forza motrice è M,
- bR è la distanza tra baricentro e fulcro,
- bP è la distanza tra punto di applicazione di M e fulcro.

Dal punto di vista pratico ci si è posto il problema di calcolare i due bracci di leva ed i relativi momenti, alla luce della considerazione che bP e bR non sono grandezze scalari, ma vettoriali (infatti, presentano un punto di applicazione, una direzione, un verso ed un modulo, rappresentato dalla lunghezza), e che, pertanto, i momenti del carico e della forza muscolare sono dei prodotti vettoriali:

$$QP = bPAP, \quad QM = bMAM.$$

Per quanto riguarda il calcolo del braccio di leva di K, è implicito che bisognerebbe conoscere gli spostamenti nello spazio durante la deambulazione, sia di S5, che del centro della testa femorale. Con i dati in nostro possesso questi spostamenti non possono essere calcolati, per tanto siamo stati costretti ad effettuare un'approssimazione. Braune e Fischer avevano calcolato, per il soggetto da loro sottoposto ad analisi, le coordinate di S5 e del centro della testa femorale durante le varie fasi del passo.

È stato assunto che nei soggetti studiati con questa procedura, tali coordinate fossero proporzionalmente corrispondenti a quelle di Braune e

Fischer, procedendo in tal senso:

fasi	XS	YS	ZS	XH	YH	ZH
12	102,4	-1,47	98,28	107,7	8,35	82,27
13	109,7	-1,12	98,67	113,9	9,19	82,83
14	116,4	-0,89	99,58	119,9	9,78	83,97
15	123,4	-0,75	101	125,4	10,16	85,28
16	129,4	-0,71	102,1	130,4	10,28	85,95
17	136,2	-0,72	102,8	135,4	10,2	86,32
18	142,3	-0,82	102,8	140,4	10,01	86,16
19	148,9	-0,88	102,2	145,9	9,92	85,42
20	155,2	-1	101,2	151,3	9,78	84,31
21	161,5	-1,17	100,1	156,9	9,63	83,3
22	167,8	-1,5	99,25	162,9	9,25	82,78
23	174,3	-2	98,64	169,4	8,7	82,56

Tab. 2 - Coordinate (in cm) di S5 (xS, yS, zS) e del centro della testa femorale (xH, yH, zH) secondo Braune e Fischer.

1 - Si effettua una traslazione degli assi cartesiani su di un nuovo sistema di riferimento, con gli assi paralleli ai precedenti e con origine in corrispondenza del centro della testa femorale.

Le coordinate di S5 nel nuovo sistema saranno:

$$xSn = xS - XH; \quad ySn = yS - yH; \quad zSn = -(zS - zY).$$

Si osserverà che le coordinate sull'asse Z sono di segno invertito; ciò è dovuto al fatto che nel nuovo sistema il verso positivo dell'asse Z è rivolto verso il basso, mentre le coordinate zS e zY fanno parte di un sistema in cui l'asse delle Z è (come consuetudine, del resto), positivo nella direzione diretta in alto.

2 - Si ipotizza l'esistenza di una proporzionalità diretta tra la metà della distanza che intercorre tra i centri delle teste femorali e la coordinata Y di K; conoscendo che nel soggetto di Braune e Fischer la distanza intercefalica è di circa 170 mm, si calcola il coefficiente di proporzionalità (*percy*):

$$percy = yS / yH$$

Si osserverà che l'emidistanza intercefalica corrisponde all'ascissa del centro della testa femorale nel nostro primo sistema cartesiano di riferimento bidimensionale, e che, nella fattispecie tale distanza è tx , per cui la formula precedente può essere scritta:

$$percy = yS / 8,5.$$

3) Quindi:

$$\text{percx} = xS / yS,$$

dove **percx** corrisponde alla tangente dell'angolo individuato dalla direzione di marcia ed una retta passante per S5 ed il centro della testa femorale.

4) Di seguito:

$$\text{percz} = zS / zH,$$

dove **percz** corrisponde alla tangente dell'angolo individuato dalla direzione di K ed una retta passante per S5 ed il centro della testa femorale.

A questo punto, sempre ipotizzando che il nostro soggetto si sposti nello spazio con il medesimo atteggiamento armonico di quello di Braune e Fischer, si calcolano le componenti del braccio di leva di K, e cioè:

$$bky = tx \times \text{percy}; [\text{componente Y}]$$

$$bkx = bky \times \text{perex}; [\text{componente X}]$$

$$bkz = bky \times \text{percz}; [\text{componente Z}],$$

quindi il braccio di leva di K sarà:

$$bk = \sqrt{bkx^2 + bkz^2}.$$

fasi	XSn	YSn	ZSn	PERCX	PERCY	PERCZ
12	-5,29	-9,82	-16	0,539	-1,16	1,63
13	-4,23	-10,3	-15,8	0,41	-1,21	1,536
14	-3,49	-10,7	-15,6	0,327	-1,26	1,463
15	-2,03	-10,9	-15,8	0,186	-1,28	1,444
16	-0,97	-11	-16,1	0,088	-1,29	1,469
17	0,78	-10,9	-16,5	-0,07	-1,28	1,51
18	1,93	-10,8	-16,6	-0,18	-1,27	1,533
19	3,02	-10,8	-16,8	-0,28	-1,27	1,552
20	3,89	-10,8	-16,9	-0,36	-1,27	1,566
21	4,55	-10,8	-16,8	-0,42	-1,27	1,555
22	4,92	-10,8	-16,5	-0,46	-1,26	1,532
23	4,86	-10,7	-16,1	-0,45	-1,26	1,503

Tab. n° 3 - Coordinate di S5 in un sistema cartesiano con origine in corrispondenza del centro della testa femorale (nel soggetto di Braune e Fischer) e fattori per il calcolo di tali coordinate in qualsiasi soggetto.

Calcolo del momento di K e delle sue componenti

E' stato già accennato che il momento del carico è il prodotto vettoriale di K e del suo braccio di leva (**bK**), per tanto, in uno spazio a tre dimensioni può essere identificato dalle sue componenti rispetto agli assi X, Y, Z, e cioè **qx**, **qy**, **qz**. Un prodotto vettoriale può essere espresso mediante le componenti dei fattori.

Sia $c = a \wedge b$.

$$cx = ay - bz - az - by, \quad cy = az - bx - ax - bz, \quad cz = ax - by - ay - bx;$$

che applicato al caso di specie dà:

$$qx = bky - kz - bkz - ky,$$

$$qy = bkz - kx - bky - kz,$$

$$qz = bkx - ky - bky - kx;$$

per tanto il momento del carico (**q**) sarà:

$$q = \sqrt{qx^2 + qy^2 + qz^2}.$$

Calcolo dei coseni direttori del momento di K

Nello spazio tridimensionale la direzione ed il verso di un vettore sono individuati dagli angoli che esso forma con gli assi coordinati; i coseni di questi angoli sono detti **coseni direttori** del vettore.

Sia **P** il vertice del vettore e **m**, **n**, **p** le coordinate di P, segue che queste sono proporzionali ai coseni direttori e cioè:

$$m = a \times \text{COS}x, \quad n = a \times \text{COS}y, \quad p = a \times \text{COS}z;$$

dove **0**, **0** e **0** sono gli angoli che il vettore individua rispettivamente con l'asse X, Y, Z ed il coefficiente di proporzionalità **a** è il modulo del vettore, tale che:

$$a = \sqrt{m^2 + n^2 + p^2}.$$

Applicando tale principio al nostro caso è facile calcolare i coseni direttori del momento del carico (**px**, **py** e **pz**):

$$px = qx / q, \quad py = qy / q, \quad pz = qz / q.$$

Calcolo dei coseni direttori della forza M

È necessario innanzi tutto fare dei richiami di alcuni concetti di geometria vettoriale.

1) Il **prodotto vettoriale** tra un vettore a ed un vettore b è il vettore c che forma con essi una terna ordinata destrorsa $p = a \times b$, ed il cui modulo è: $|c| = |a| \times |b| \times \sin \alpha$, dove α è l'angolo, non maggiore di 180° , formato da a e da b .

In pratica il prodotto vettoriale è un vettore che ha direzione ortogonale al piano su cui giacciono i due vettori a e b , e verso tale che un osservatore posto nella sua direzione possa veder ruotare a dell'angolo α in senso antiorario per sovrapporsi a b (fig. 38).

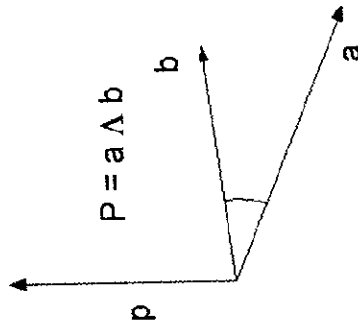


Figura 38 - Rappresentazione grafica del prodotto vettoriale.

2) Si definisce **versore** (v) di un vettore (V) un vettore che ha la medesima direzione e verso di V e modulo unitario. **I coseni direttori di un vettore sono, in pratica, le componenti del suo versore.**

Fatte queste premesse, si consideri il caso di specie.

Per definizione M è la sua proiezione sul piano OYZ sono coplanari; similmente sono coplanari bM e la sua proiezione sul piano OYZ , bMp (fig. 39). Poiché bM è ortogonale a M , ne risulta, che per la coplanarità, anche bMp sarà ortogonale a M . Inoltre anche Q è ortogonale a M e coplanare a bM , quindi Q giace sullo stesso piano di bM e bMp (fig. 40). Pertanto, il prodotto vettoriale del versore di Q per il versore di bMp , sarà un vettore con la stessa direzione di M ; ed i cui coseni direttori,

ovviamente, coincidono con i coseni direttori di M (fig. 41). Si ricorda che le componenti di un prodotto vettoriale ($c = adb$) possono essere calcolate a partire dalle componenti dei due vettori fattori, secondo la:

$$cx = ay - bz - az - by, \quad cy = az - bx - ax - bz, \quad cz = ax - by - ay - bx;$$

Le componenti del versore di Q sono i relativi coseni direttori e cioè px, py, pz .

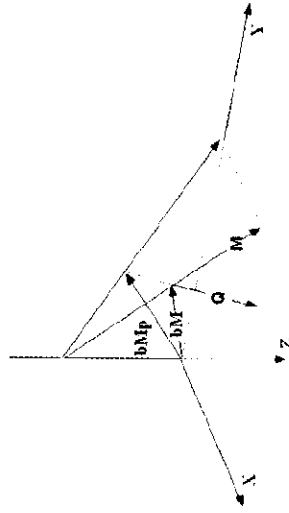


Figura 39 - Rappresentazione grafica di M e di Q

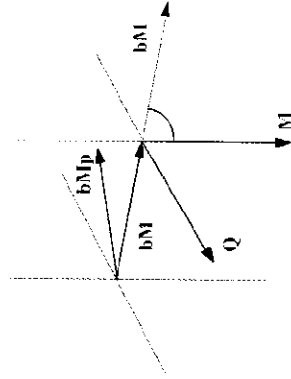


Figura 40 - Rappresentazione grafica di M e di Q

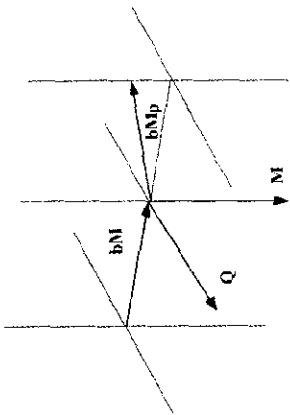


Figura 41 - Rappresentazione grafica di M e di Q

Le componenti del vettore di **bmp** sono i coseni degli angoli che **bmp** individua con gli assi coordinati (fig. 42), e cioè:

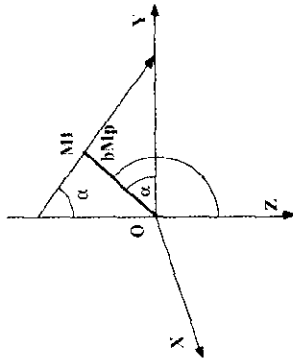


Figura 42 - Rappresentazione grafica degli angoli individuati da **bmp** con gli assi coordinati

- per l'asse delle X: $\cos 0^\circ = 0$
- per l'asse delle Y: $\cos \delta$
- per l'asse delle Z: $\cos 90^\circ + \delta = -\sin \delta$.

Applicando la formula citata si calcolano le componenti di un vettore con direzione e verso uguale a M:

$$mx = px - \sin(-rad) - pz - \cos(-rad)$$

$$my = px \times \sin(xrad)$$

$$mz = px \times \cos(xrad)$$

Il modulo di tale vettore sarà:

$$mt = \sqrt{mx^2 + my^2 + mz^2}$$

ed i rispettivi coseni direttori:

$$mmx = mx / mt, \quad mmy = my / mt, \quad mmz = mz / mt$$

che sono, in effetti i coseni direttori di M.

Calcolo della lunghezza reale del braccio di leva di M

Consideriamo il triangolo rettangolo **AOC**, dove **A** è il punto di intersezione della direzione di **M'** con l'asse delle Y, **O** è il centro della testa femorale e **OC** corrisponde a **bMp**, ovvero alla proiezione del braccio di leva della forza abdutoria sul piano OYZ (fig. 43).

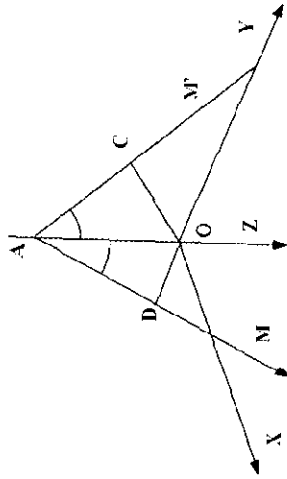


Figura 43 - Rappresentazione grafica di **bmp** (OD)

Il lato **OA**, che è definito **fmctf**, sarà:

$$fmctf = bMp / \tan(\alpha rad)$$

Si consideri ora un secondo triangolo rettangolo, **AOD**, dove il cateto **OD** sia il braccio di leva effettivo di M (**bme**). (Fig. 23).

E' evidente che:

$$bme = fmctf \times \tan(\alpha COS(mmz)),$$

dove **ACOS(mmz)** è l'angolo formato da M con l'asse Z.

L'angolo d'inclinazione della forza muscolare rispetto agli assi coordinati, risulterà rispettivamente:

$$aifmx = ACOS(mm_x) \times 180 / x ;$$

$$aifmy = ACOS(mm_y) \times 180 / x ;$$

$$aifmz = ACOS(mm_z) \times 180 / x .$$

Calcolo di M e delle sue componenti

Siccome per ipotesi il sistema è in equilibrio, il momento del carico e quello della forza muscolare si equivalgono. Quindi:

$$Q = M \times bme .$$

La forza abduzionaria **M**, che nel programma è definita **fmusc**, per tanto risulta:

$$M = Q / bme .$$

E le relative componenti:

$$fmusc_x = fmusc \times mm_x$$

$$fmusc_y = fmusc \times mm_y$$

$$fmusc_z = fmusc \times mm_z .$$

Calcolo del carico risultante R e delle sue componenti

Il carico complessivo che si esercita sulla testa femorale, **R** (che nel programma è definito **result**), è la somma vettoriale di **K** e di **M**. Le componenti di **R** sono, quindi, rappresentate dalla somma delle componenti di **K** e di **M** secondo gli assi coordinati. Per tanto:

$$rx = kx + fmusc_x ; ry = ky + fmusc_y ; rz = kz + fmusc_z ;$$

$$result = \sqrt{rx^2 + ry^2 + rz^2} .$$

E' stata calcolata anche la proiezione di **R** sul piano OYZ (**risoyz**):

$$risoyz = \sqrt{ry^2 + rz^2} ,$$

nonché la variazione percentuale tra **R** e **risoyz** (**rtioris**):

$$(rtioris = 100 - (risoyz / result) - 100) .$$

Si è verificato che praticamente non esiste una significativa differenza tra **R** la sua proiezione sul piano OYZ, essendo la relativa variazione

percentuale nell'ordine dell' 1%.

Ne consegue che in calcoli che non richiedono particolare accuratezza matematica le due forze possono essere assimilate.

Calcolo dei coseni direttori di R

Il coseno direttore di un vettore secondo uno degli assi coordinati è, in pratica, il rapporto tra il modulo della componente del vettore secondo quell'asse ed il modulo del vettore stesso. Per tanto:

$$crx = rx / result ; cry = ry / result ; crz = rz / result .$$

Conoscendo i coseni direttori è possibile calcolare gli angoli d'inclinazione di **R** rispetto ai tre assi cartesiani.

$$grador_x = ACOS(crx) \times 180 / x ,$$

$$grador_y = ACOS(cry) \times 180 / x ,$$

$$grador_z = ACOS(crz) \times 180 / x .$$

L'angolo d'inclinazione della proiezione di **R** sul piano OYZ (**risoyz**) rispetto alla quota (**gradoyz**) è:

$$gradoyz = ACOS(rz / risoyz) \times 180 / x .$$

Questo angolo si aggira sui 16°, in accordo a quanto calcolato da Pawels.

Tutti i calcoli descritti sono estesi a tutte le 12 fasi dell'empasso destro (secondo Braune e Fischer) a partire dalla fase dell'appoggio calcaneare.

Biomeccanica dell'anca protesizzata

Nella biomeccanica dell'anca protesizzata è necessario tener conto dell'attrito che si esercita tra la componente cefalica e quella acetabolare della protesi. Invero tale attrito è veramente piccolo, ma per tuttavia sufficiente a determinare una significativa variazione delle coordinate del centro di rotazione dell'anca, e quindi una variazione della lunghezza dei bracci di leva che entrano in gioco nella dinamica articolare.

Di conseguenza la procedura descritta per l'anca normale deve essere opportunamente rettificata. Nell'anca protesica la comparsa della forza di attrito al momento della contrazione muscolare, fa sì che la risultante non

passi più per il centro della testa, come si verificherebbe in un sistema senza attrito. La testa protesica rotola nel cotile fino a quando la tangente in quel punto e la tangente al polo non formano un angolo pari all'angolo di attrito δ (fig. 44).

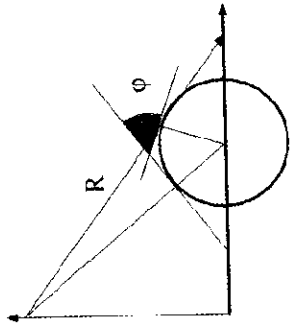


Figura 44 - Angolo di attrito δ

L'angolo d'attrito δ corrisponde a: $\varphi = ATAN(ca)$, con $ca =$ coefficiente d'attrito. Per calcolare la variazione delle coordinate del centro di rotazione dell'anca (δx e δy) si procede come di seguito (fig. 45).

$$ir = ACOS(ry / risoyz), \quad irr = ir + ff$$

$$\delta x = \text{raggio } \delta \cdot COS(irr), \quad \delta y = \text{raggio } \delta \cdot SEN(irr).$$

Dove ir è l'angolo individuato da $risoyz$ con l'asse delle Y in un sistema tridimensionale (in radianti), irr la somma di ir e l'angolo di attrito (δ) in radianti, δx la correzione da apportare all'ascissa del centro cefalico in cm e δy la correzione da apportare all'ordinata del centro cefalico in cm.

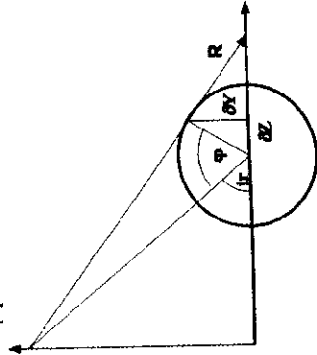


Figura 45 - Variazione del centro di rotazione dell'anca protesica

Questa variazione delle coordinate del centro di rotazione ha come effetto principale l'accorciamento del braccio di leva di M (bm); in vero anche il braccio di leva di K (bk) si accorcia, ma percentualmente meno di bm ; ciò comporta che se già nell'anca normale i muscoli abduttori lavorano con una leva svantaggiosa (il rapporto tra il braccio della forza motrice e quello della forza resistente è di circa 1:3 o 4), in un'anca protesica lo svantaggio si accentua: in alcuni casi il rapporto $bm:bk$ può raggiungere il valore di 1:6.

La conseguenza diretta di questa variazione del centro di rotazione è un aumento dello sforzo muscolare abduttore e del carico complessivo.

E', infatti, intuitivo che se bm (mediamente lungo circa 4 cm) viene ad accorciarsi anche di 1 solo cm, lo sforzo abduttore dovrà aumentare in via approssimativa di circa il 25%.

Listato del programma

Passiamo ora all'applicazione pratica dei concetti teorici espressi nel capitolo precedente.

Sono state rilevate le coordinate sulla radiografia standard in ortostatismo di un soggetto del peso di 70 kg, già sottoposto ad artroplastica d'anca. Sono stati eseguiti i calcoli sia per l'anca normale, che per l'anca protesizzata. I dati ottenuti per l'anca normale sono ovviamente teorici e danno un'idea di quale sarebbe stata l'entità delle varie forze, se un'anca normale avesse avuto la stessa morfologia dell'anca protesizzata in esame. Questo calcolo è utile per evidenziare le variazioni dinamiche che si registrano nell'anca protesizzata, indipendentemente dalla tecnica chirurgica usata, quindi che sono legate alle variazioni biomeccaniche che l'impianto della protesi determina.

Come i calcoli dimostrano, nell'anca protesica il carico complessivo che si esercita sul sistema e la forza muscolare necessaria a mantenere l'equilibrio è sempre maggiore rispetto a quelli che si registreranno in un'anca normale con la medesima morfologia.

INPUT		OATI		ANCA NORMALE	
dime	2,80	dimensioni reali dell'oggetto di riferimento in cm			
dma	3,40	dimensioni apparenti dell'oggetto di riferimento in cm			
dis	10,00	distanza del riferimento dalla pellicola in cm			
dms	16,00	distanza massima oggetto/pellicola in cm			
dms	8,00	distanza minima oggetto/pellicola in cm			
exp1	18,50	rettificc			
exp1	19,30	ascissa SIAS in cm	14255,88		
exp2	12,50	ordinata SIAS in cm	14872,35		
exp2	10,50	ascissaiglio colloidico in cm	9632,35		
exp2	10,50	ordinataiglio colloidico in cm	8091,18		
exp13	17,00	ascissa dell'apice del gran trocantere in cm	13100,00		
exp13	6,50	ordinata dell'apice del gran trocantere in cm	5008,82		
exp19(cc)	12,50	ascissa limite laterale della testa femorale in cm	9632,35		
exp19(og)	8,00	ordinata limite laterale della testa femorale in cm	6164,71		
exp20(ae)	10,60	ascissa limite mediale della testa femorale in cm	8168,24		
exp20(3d)	6,80	ordinata limite mediale della testa femorale in cm	5005,08		
exp21(bb)	9,73	ascissa punto qualsiasi profilo testa in cm	7474,71		
exp21(tl)	9,90	ordinata punto qualsiasi profilo testa in cm	7628,62		
peso	70,00	peso del soggetto in kg			

ca	0,08	coefficiente di attrito			
ff	0,08	angolo di attrito in radianti			
	4,57	angolo di attrito in gradi			
zz	0,00000001C	fattore di correzione che evita l'errore di divisione per 0			
gi	9,81	m/acc ² - accelerazione di gravità			
CALCOLI					
CALCOLO DELL'INGRANDIMENTO RADIOGRAFICO					
distIFP	56,57	distanza fuoco/pellicola in cm			
fmm	0,68	fattore di riduz one minimo			
fmm	0,86	fattore di riduz one massimo			
fmm	0,77	fattore di riduzione probabile			
range	11,45	errore percentuale rettifica ingrandimento Rx			
f	29,77	% ingrandimento percentuale e probabile			
CALCOLO DEL RAGGIO E DELLE COORDINATE DEL CENTRO CEFALICO					
EP	21483909,34	ff	3819554,67	xx(a)ia	-16541,24
		yy(beta)a	-12959,70	z(gamma)a	10843800,17
		ss		bx*1003	8270,62
				by*1000	6479,85
tx	8,27	ascissa centro testa femorale in cm			
ty	6,48	ordinata centro testa femorale in cm			
ra	1,40	raggio cefalico in cm			
CALCOLO ANGOLO DI INCLINAZIONE DELLA PROIEZIONE DELLA FORZA MUSCOLARE SUL PIANO OYZ					
x	9,63	ascissa del punto di applicazione della forza muscolare in cm			
y	14,87	ordinata del punto di applicazione della forza muscolare in cm			
a	3,47				
b	9,86				
beta	1,23				
alfa ac	0,34	angolo di inclinazione della forza muscolare in radianti			
alfa	19,37	angolo di inclinazione della forza muscolare in gradi			
CALCOLO DELLA LUNGHEZZA DELLA PROIEZIONE SUL PIANO OYZ DEL BRACCIO DI LEVA DELLA FORZA MUSCOLARE					
xA	8,27	ascissa centro testa femorale in cm			
yA	6,48	ordinata centro testa femorale in cm			
x8	9,63	ascissa del punto di applicazione della forza muscolare in cm			
y8	14,87	ordinata del punto di applicazione della forza muscolare in cm			
xC	13,10	ascissa dell'apice del gran trocantere in cm			
yC	5,01	ordinata dell'apice del gran trocantere in cm			
ab	8,53	lato del triangolo ABC in cm			
bc	10,46	lato del triangolo ABC in cm			
ac	5,05	lato del triangolo ADC in cm			

pf	12,00
omega	0,94
bmi	4,07
ratio	2,57

semiperimetro del triangolo ABC in cm
 angolo opposto al lato AB calcolato con la formula di Briggs
 braccio della forza muscolare in cm
 rapporto tra la lunghezza e braccio dei mm. abduzioni

fas. passo	ACCX	ACCY	ACCZ	dx	dy	dz
12	-0,03	-1,08	-5,08	0,17	6,27	29,50
13	-0,82	-0,88	-3,99	4,76	5,11	23,17
14	-1,91	-0,71	-1,88	11,09	4,12	10,92
15	-1,12	-0,54	0,80	6,50	3,14	-4,85
16	-0,42	-0,40	3,44	2,44	2,32	-9,98
17	-0,30	-0,28	5,04	1,74	1,63	-29,27
18	-0,24	-0,18	4,08	1,39	1,05	-23,70
19	-0,13	-0,23	2,50	0,75	1,34	-14,52
20	0,06	-0,50	0,56	-0,35	2,90	-3,25
21	0,29	-0,89	-1,53	-1,38	5,17	8,89
22	0,46	-1,40	-2,07	-2,67	8,13	-2,02
23	0,50	-1,97	-0,13	-2,90	11,44	0,75

dx, dy, dz = componenti X, Y, Z della forza d'inerzia per le fasi del passo (12-23) in Kg
 accx, accy, accz = componenti dell'accelerazione nelle varie fasi del passo

CALCOLO DEL CARICO COMPLESSIVO E DELLE SUE COMPONENTI

fas. passo	kx	ky	kz	carico	ratio/kx	ratio/ky	ratio/kz
12	0,7	6,27	66,46	66,68	0,25	0,25	52,20
13	4,76	5,11	80,13	80,43	0,36	0,36	41,22
14	11,09	4,12	67,87	66,90	1,51	1,51	20,97
15	6,50	3,14	52,31	52,80	0,95	0,95	-1,29
16	2,44	2,32	36,98	37,13	0,41	0,41	-34,81
17	1,74	1,63	27,58	27,79	0,37	0,37	51,21
18	1,39	1,05	33,26	33,30	0,14	0,14	-4,32
19	0,75	1,34	42,43	42,46	0,07	0,07	-25,44
20	-0,35	2,90	53,70	53,78	0,15	0,15	-5,57
21	-1,68	5,17	65,84	65,06	0,34	0,34	16,00
22	-2,67	8,13	68,98	69,50	0,77	0,77	22,04
23	-2,90	11,44	57,71	58,90	2,07	2,07	3,42

kx, ky, kz = componenti X, Y, Z del carico per le fasi del passo (12-23) in kg
 carico = carico complessivo in kg
 ratio/kx = variazione % tra carico e componente X del carico
 ratio/ky = variazione % tra carico e componente Y del carico
 ratio/kz = variazione % tra carico e componente Z del carico

CALCOLO DELLE COMPONENTI DEL BRACCIO DI LEVA DEL CARICO

fas. passo	XS	YS	ZS	XH	YH	ZH
12	102,44	-1,47	98,28	107,73	8,35	82,27
13	109,69	-1,12	98,87	113,92	9,19	82,83
14	116,41	-0,89	99,58	119,90	9,78	83,97
15	123,35	-0,75	101,03	125,39	10,16	85,20
16	129,43	-0,71	102,09	130,40	10,28	85,95
17	136,17	-0,72	102,81	135,39	10,20	86,32
18	142,34	-0,82	102,76	140,41	10,01	86,16
19	148,85	-0,88	102,18	145,87	9,92	85,42
20	155,21	-1,00	101,19	151,32	9,78	84,31
21	161,45	-1,17	100,09	156,90	9,63	83,30
22	167,83	-1,50	99,25	162,91	9,25	82,78
23	174,25	-2,00	98,64	168,40	8,70	82,56

XS, YS, ZS = coordinate di S5 secondo Braune e Fischer (in cm)
 XH, YH, ZH = coordinate del centro della testa femorale secondo Braune e Fischer (in cm)

fas. passo	XSn	YSn	ZSn	PERCX	PERCY	PERCZ
12	-5,29	-9,82	-16,01	0,54	-1,16	-0,19
13	-4,23	-10,31	-15,84	0,41	-1,21	-0,19
14	-3,49	-10,67	-15,81	0,33	-1,28	-0,19
15	-2,03	-10,91	-15,75	0,19	-1,29	-0,18
16	-0,97	-10,99	-16,14	0,09	1,29	0,19
17	0,78	-10,92	-16,49	-0,07	-1,23	-0,19
18	1,93	-10,83	-16,80	-0,18	-1,27	-0,19
19	3,02	-10,60	-16,76	-0,28	-1,27	-0,20
20	3,89	-10,78	-16,88	-0,36	-1,27	-0,20
21	4,55	-10,80	-16,79	-0,42	-1,27	-0,20
22	4,92	-10,75	-16,47	-0,46	-1,25	-0,20
23	4,85	-10,70	-16,08	-0,45	-1,28	-0,19

XSn, YSn, ZSn = coordinate di S5 in un sistema cartesiano con origine nel centro della testa femorale (in cm)
 PERCX, PERCY, PERCZ = coefficienti per il calcolo del braccio di leva di K

fas. passo	bKx	bKy	bKz	bK
12	-5,15	-9,56	-8,86	11,01
13	-4,12	-10,03	-9,92	11,01
14	-3,40	-10,38	-9,93	11,09
15	-1,98	-10,62	-9,96	10,97
16	-0,94	-10,69	-2,01	10,92
17	0,76	-10,63	-2,03	10,84
18	1,88	-10,54	-2,03	10,89
19	2,94	-10,51	-2,06	11,10
20	3,79	-10,49	-2,10	11,35
21	4,43	-10,51	-2,12	11,60
22	4,79	-10,46	-2,08	11,69
23	4,73	-10,41	-2,03	11,57

bx = braccio di leva del carico in cm
 bky = componente Y del braccio del carico in cm
 blix = componente X del braccio del carico in cm
 bliz = componente Z del braccio del carico in cm

CALCOLO DEL MOMENTO DEL CARICO E DEI SUOI COSENI DIRETTORI

fasi passo	qx	qy	qz	q	px	py	pz
12	-637,76	445,34	-30,62	949,27	-0,88	0,47	-0,03
13	-813,62	336,93	26,74	881,79	-0,92	0,38	0,03
14	-712,61	251,89	101,16	762,66	-0,93	0,33	0,13
15	561,-3	116,07	62,86	576,74	-0,97	0,20	0,11
16	-400,05	39,80	402,74	402,74	-0,99	0,10	0,06
17	-297,44	-17,47	49,75	298,61	-1,00	-0,06	0,07
18	-352,59	-59,63	16,65	357,89	-0,98	-0,17	0,05
19	-448,68	-123,14	1,96	465,42	-0,96	-0,26	0,03
20	-569,36	-203,98	7,34	614,86	-0,94	-0,34	0,01
21	-702,83	-295,05	5,18	762,27	-0,92	-0,39	0,01
22	-738,40	-395,76	-0,98	811,23	-0,91	-0,41	0,01
23	-624,02	-276,79	23,87	683,68	-0,91	-0,41	0,03

qx = componente X del momento del carico (Kg*cm)
 qy = componente Y del momento del carico (Kg*cm)
 qz = componente Z del momento del carico (Kg*cm)
 q = momento complessivo (Kg*cm)

px = coseno direzionale del carico per l'asse X
 py = coseno direzionale del carico per l'asse Y
 pz = coseno direzionale del carico per l'asse Z

CALCOLO DEI COSENI DIRETTORI DELLA FORZA MUSCOLARE

mx	my	mz	mt	rmx	rmy	rmz
0,125165763	0,29	0,03	0,80	0,14	0,33	0,93
0,150895258	0,31	0,87	0,94	0,17	0,33	0,93
0,234708036	0,31	0,88	0,96	0,24	0,32	0,91
0,169566075	0,32	0,92	0,99	0,17	0,33	0,93
0,098736057	0,33	0,94	1,00	0,09	0,33	0,94
0,042977903	0,33	0,94	1,00	0,04	0,33	0,94
-0,0136205	0,33	0,93	0,98	-0,01	0,33	0,94
-0,06371072	0,32	0,91	0,97	-0,07	0,33	0,94
-0,10041335	0,31	0,89	0,95	-0,11	0,33	0,94
-0,1296152	0,31	0,87	0,93	-0,13	0,33	0,94
-0,12450465	0,30	0,86	0,92	-0,14	0,33	0,93
-0,10227371	0,30	0,85	0,92	-0,11	0,33	0,94

mx = componente X del vettore mt
 my = componente Y del vettore mt
 mz = componente Z del vettore mt

mt = vettore con direzione e verso uguali a fm
 mtmx = coseno direzionale di fm per l'asse X
 mmy = coseno direzionale di fm per l'asse Y
 mntz = coseno direzionale di fm per l'asse Z

CALCOLO DELLA LUNGHEZZA EFFETTIVA DEL BRACCIO DI LEVA DELLA FORZA MUSCOL.

E DELL'ANGOLO DI INCLINAZIONE DI QUESTA RISPETTO AGLI ASSI COORDINATI

fasi passo	fmeff	bme	afimz	afimx	afimy
12	11,57	4,42	20,92	81,93	70,83
13	11,57	4,57	21,54	80,40	70,91
14	11,57	5,10	23,80	75,90	71,24
15	11,57	4,60	21,66	80,12	70,93
16	11,57	4,21	20,01	84,90	73,71
17	11,57	4,10	19,52	87,53	70,65
18	11,57	4,07	19,38	90,66	70,63
19	11,57	4,15	19,72	93,78	70,67
20	11,57	4,27	20,27	96,09	70,74
21	11,57	4,38	20,73	97,54	70,80
22	11,57	4,40	20,82	97,79	70,82
23	11,57	4,29	20,38	96,40	70,76

fmeff = distanza (sull'ordinata tra punto di applicazione della forza muscolare ed il centro della testa femorale in cm)

bme = braccio effettivo della forza muscolare in cm

afimz = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all'asse Z in gradi

afimx = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all'asse X in gradi

afimy = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all'asse Y in gradi

CALCOLO DELLA FORZA MUSCOLARE COMPLESSIVA E DELLE SUE COMPONENTI

fasi passo	fmuac	fmuax	fmuay	fmuaz
12	214,55	30,13	70,45	200,40
13	193,09	32,21	63,14	179,61
14	149,43	36,40	48,07	136,73
15	125,51	21,54	41,01	115,65
16	95,59	8,51	31,58	89,82
17	72,79	3,4	24,12	68,61
18	87,94	-1,01	23,17	82,96
19	112,20	-7,40	37,13	105,62
20	141,54	-15,01	46,68	132,78
21	174,04	-22,82	57,23	162,77
22	184,35	-24,98	60,58	172,31
23	159,26	-17,74	52,49	149,31

fmuac = forza muscolare complessiva in Kg

fmuax = componente X della forza muscolare in Kg

fmuay = componente Y della forza muscolare in Kg

fmusc = componente Z della forza muscolare in Kg

CALCOLO DELLA RISULTANTE E DELLE SUE COMPONENTI

fasi passo	rx	ry	rz	risult	risdyz	ritonis
12	30,30	76,73	286,66	298,48	296,94	0,52
13	36,97	98,25	259,74	271,09	268,55	0,93
14	47,49	52,19	204,60	216,43	211,15	2,44
15	28,04	44,15	168,96	176,87	174,63	1,26
16	10,84	33,90	126,83	131,71	-31,25	0,35
17	4,00	25,75	96,29	99,79	99,67	0,12
18	0,38	30,21	116,22	120,08	-20,08	0,00
19	-6,64	38,47	148,05	153,11	152,97	0,39
20	-15,36	49,58	186,48	193,57	192,95	0,32
21	-24,51	62,39	228,61	238,24	236,98	0,53
22	-27,65	98,71	241,29	252,40	250,88	0,60
23	-20,64	63,93	207,02	217,65	216,67	0,45

rx = componente X della forza risultante in kg

ry = componente Y della forza risultante in kg

rz = componente Z della forza risultante in kg

risult = forza risultante in kg

risdyz = proiezione della risultante sul piano OYZ in kg

ritonis = variazione % tra la risultante e la sua proiezione sul piano OYZ in kg

ratioR = variazione % tra la risultante in un'anca protesica ed in una normale.

CALCOLO DEI COSENI DIREZIONALI DELLA FORZA RISULTANTE

fasi passo	rx	ry	rz	gradorz	gradorx	gradorz	gradorx
12	0,10	0,26	0,96	14,87	16,04	84,17	75,10
13	0,14	0,25	0,96	14,72	16,64	82,16	75,42
14	0,22	0,24	0,95	14,31	19,03	77,32	76,05
15	0,16	0,25	0,96	14,84	17,20	80,88	76,55
16	0,08	0,26	0,96	14,97	15,69	85,23	75,08
17	0,05	0,26	0,96	14,97	15,22	87,20	75,05
18	0,00	0,25	0,97	14,57	14,57	89,82	75,43
19	-0,04	0,25	0,97	14,56	14,77	92,49	75,45
20	-0,08	0,26	0,96	14,89	15,56	94,55	75,16
21	-0,10	0,26	0,96	15,27	16,34	95,90	74,82
22	-0,11	0,27	0,96	15,89	17,06	96,29	74,20
23	-0,09	0,29	0,95	17,16	17,98	95,44	73,92

rx = coseno direzionale della risultante per l'asse X

ry = coseno direzionale della risultante per l'asse Y

rz = coseno direzionale della risultante per l'asse Z

gradorz = ang. di inclinazione della proiezione della risultante sul piano OYZ rispetto

all'asse Z (può essere anche calcolato con la: $ATAN(r_y/r_z) \cdot 80/Pi$)

gradorx = ang. di inclinazione della risultante rispetto all'asse Z (in gradi)

gradorz = angolo di inclinazione della risultante rispetto all'asse X (in gradi)

gradory = angolo di inclinazione della risultante rispetto all'asse Y (in gradi)

OUTPUT ANCA NORMALE

FASJ	carico	fmusc	risult	bime	bk	atmz	gradorz
12	86,68	214,55	298,48	4,42	11,01	20,92	16,04
13	80,43	193,09	271,09	4,57	11,01	21,54	18,64
14	60,50	149,43	216,43	5,10	11,09	23,80	19,03
15	52,80	125,51	176,87	4,60	10,97	21,66	17,20
16	37,13	96,59	131,71	4,21	10,92	20,01	15,69
17	27,79	72,79	99,79	4,10	10,84	16,52	15,22
18	33,30	87,94	120,08	4,07	10,89	19,38	14,57
19	42,45	112,20	153,11	4,15	11,10	19,72	14,77
20	53,73	141,54	193,57	4,27	11,35	20,27	15,56
21	66,06	174,04	238,24	4,38	11,60	20,73	16,34
22	69,50	184,35	252,40	4,40	11,89	20,82	-7,06
23	58,90	159,26	217,65	4,29	11,61	20,38	17,98

caricou = carico complessivo in kg

bime = braccio effettivo della forza muscolare in cm

atmz = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all'asse Z in gradi

fmusc = forza muscolare

risult = forza risultante in kg

gradorz = angolo di inclinazione della risultante rispetto all'asse Z

ANCA PROTESIZZATA

CALCOLI

CALCOLO DELLA VARIAZIONE DELLE COORDINATE DEL CENTRO CEFALICO

fasi passo	ir	irr	deltax	deltay
12	1,31	1,39	0,25	1,37
13	1,31	1,39	0,25	1,36
14	1,32	1,40	0,24	1,38
15	1,32	1,40	0,24	1,38
16	1,31	1,39	0,25	1,37
17	1,31	1,39	0,25	1,37
18	1,32	1,40	0,24	1,38
19	1,32	1,40	0,24	1,38
20	1,31	1,39	0,25	1,38
21	1,30	1,38	0,26	1,37
22	1,29	1,37	0,27	1,37
23	1,27	1,35	0,30	1,36

ir = angolo individuato da isoyz con l'asse delle Y in un sistema

irr = angolo individuato da isoyz con l'asse delle Y in un sistema

deltax = variazione della risultante in X (in radianti)

deltay = variazione della risultante in Y (in radianti)

correzione da apportare all'ascissa del centro cefalico in cm.

deltay= correzione da apportare all'ordinata del centro catalicc in cm.

CALCOLO DELLA LUNGHEZZA DELLA PROIEZIONE SUL PIANO OYZ DEL BRACCIO DI LEVA DELLA FORZA MUSCOLARE

fasi passo	pxA	pyA	pab	pac	ppp	pomega	pbm
12	0,52	7,85	7,10	5,39	11,47	0,63	3,37
13	6,52	7,06	7,10	5,40	11,48	0,63	3,38
14	8,51	7,06	7,10	5,40	11,49	0,63	3,39
15	8,51	7,06	7,10	5,40	11,49	0,63	3,38
16	8,52	7,85	7,10	5,39	11,47	0,63	3,37
17	8,52	7,85	7,10	5,39	11,47	0,68	3,37
18	8,51	7,85	7,10	5,40	11,48	0,68	3,38
19	8,51	7,85	7,10	5,40	11,46	0,68	3,38
20	8,52	7,85	7,10	5,39	11,48	0,68	3,38
21	8,53	7,85	7,11	5,38	11,47	0,68	3,37
22	8,54	7,85	7,11	5,37	11,46	0,67	3,35
23	8,58	7,84	7,11	5,34	11,45	0,67	3,33

fasi passo	pratio	ratio bm%
12	3,10	-17,06
13	3,08	-16,93
14	3,09	-16,71
15	3,09	-16,89
16	3,10	-17,06
17	3,10	-17,06
18	3,09	-16,85
19	3,09	-16,85
20	3,10	-17,02
21	3,10	-17,21
22	3,12	-17,54
23	3,14	-8,19

pxA= ascissa centro testa femorale in cm

pyA= ordinata centro testa femorale in cm

pab= lato del triangolo ABC in cm

pac= lato del triangolo ADC in cm

ppp= semiperimetro del triangolo ABC in cm

pomega= angolo opposto al lato AB calcolato con la formula di Briggs

pbm= braccio della forza muscolare in cm

pratio= rapporto tra la lunghezza e braccio del mm. abductor

ratio bm%= variazione percentuale tra bm e pbm.

CALCOLO DELLE COMPONENTI DEL BRACCIO DI LEVA DEL CARICO

fasi passo	bix	pbxy	pbkz	pbk	ratio bk%	pbk-bm	pbk-pbm
12	-5,15	-9,81	3,23	11,54	4,79	2,71	3,42
13	-4,12	-10,26	3,29	11,55	4,90	2,71	3,42
14	-3,40	-10,62	3,31	11,63	4,83	2,73	3,43

15	-1,98	-10,86	3,34	11,53	5,08	2,70	3,41
16	-0,84	-10,95	3,38	11,50	5,25	2,68	3,41
17	0,76	-10,88	3,40	11,42	5,34	2,67	3,39
18	1,88	-10,78	3,41	11,45	5,20	2,68	3,39
19	2,94	-10,75	3,44	11,66	5,03	2,73	3,45
20	3,79	-10,74	3,48	11,91	4,92	2,79	3,53
21	4,43	-10,77	3,49	12,15	4,80	2,85	3,61
22	4,79	-10,73	3,45	12,25	4,79	2,87	3,65
23	4,73	-10,72	3,39	12,19	5,00	2,85	3,66

pbk= braccio di leva del carico in cm.

pbky= componente Y del braccio del carico in cm.

bix= componente X del braccio del carico in cm.

pbkz= componente Z del braccio del carico in cm.

ratio bk%= variazione percentuale tra bk e pbk.

bk-bm= rapporto tra braccio di leva di K e di M nell'anca normale

pbk-pbm= rapporto tra braccio di leva di K e di M nell'anca protesizzata

CALCOLO DEL MOMENTO DEL CARICO E DEI SUOI CDSENI DIRETTORI

fasi passo	pxk	pyk	pkz	pq	ppx	ppy	ppz
12	-868,23	445,58	-30,58	976,34	-0,88	0,46	-0,03
13	-840,39	345,48	27,91	909,05	-0,92	0,33	0,03
14	-734,34	267,17	103,78	788,29	-0,93	0,34	0,13
15	-578,53	125,02	64,45	595,38	-0,97	0,21	0,11
16	-412,58	43,15	24,51	415,55	-0,96	0,10	0,06
17	-306,66	-15,08	20,19	307,69	-1,00	-0,05	0,07
18	-262,10	57,71	16,99	367,07	-0,99	-0,16	0,05
19	-460,81	-122,10	12,04	476,68	-0,97	-0,26	0,03
20	-506,62	-204,47	7,25	621,46	-0,94	-0,33	0,01
21	-727,00	-297,37	4,75	785,48	-0,93	-0,38	0,01
22	-768,47	-339,42	10,25	840,16	-0,91	-0,40	0,01
23	-657,21	-282,75	22,99	715,82	-0,92	-0,33	0,03

pxk = componente X del momento de carico (kg*cm)

pyk = componente Y del momento del carico (kg*cm)

pkz = componente Z del momento del carico (kg*cm)

pq = momento complessivo (kg*cm)

ppx = coseno direzionale del carico per l'asse X

ppy = coseno direzionale del carico per l'asse Y

ppz = -coseno direzionale del carico per l'asse Z

CALCOLO DEI CDSENI DIRETTORI DELLA FORZA MUSCOLARE

fasi passo	pmx	pmx	pmz	pmz	pmnx	pmny	pmnz
12	0,121818554	0,29	0,84	0,90	0,14	0,33	0,93
13	0,155012232	0,31	0,67	0,94	0,17	0,33	0,93
14	0,236614555	0,31	0,86	0,95	0,25	0,32	0,91

C.17176/687	0,32	0,92	0,17	0,33	0,93
C.09007/3961	0,33	0,94	0,09	0,33	0,94
0,045638/68	0,33	0,94	0,05	0,33	0,94
-0,005478/18	0,33	0,93	-0,01	0,33	0,94
-0,061097/19	0,32	0,91	-0,03	0,33	0,94
-0,098119/92	0,31	0,89	-0,10	0,33	0,94
-0,119866/5	0,31	0,87	-0,13	0,33	0,94
-0,122466/5	0,30	0,86	-0,13	0,33	0,94
-0,108711/8	0,30	0,87	-0,11	0,33	0,94

pmx = componente X del vettore mt
 pmy = componente Y del vettore mt
 pmz = componente Z del vettore mt
 prt = vettore con direzione e verso uguali a fm
 prmx = coseno direzionale di fm per l'asse X
 prmy = coseno direzionale di fm per l'asse Y
 prnz = coseno direzionale di fm per l'asse Z

CALCOLO DELLA LUNGHEZZA EFFETTIVA DEL BRACCIO DI LEVA DELLA FORZA MUSCOLARE E DELL' ANGOLO DI INCLINAZIONE DI QUESTA RISPETTO AGLI ASSI COORDINATI.

fasi passo	prmfct	pbme	paifmz	palimz	palimx	ratibme%
12	9,60	3,65	20,83	70,82	32,20	-17,49
13	9,61	3,79	21,50	70,91	30,48	-17,08
14	9,64	4,27	23,88	71,25	75,75	-16,37
15	9,62	3,83	21,72	70,94	79,98	-16,62
16	9,60	3,50	20,03	70,71	84,82	-18,97
17	9,60	3,41	19,54	70,65	87,38	-16,97
18	9,62	3,38	19,38	70,63	90,49	-16,87
19	9,62	3,44	19,69	70,67	93,62	-16,98
20	9,60	3,54	20,22	70,74	95,93	-17,21
21	9,58	3,62	20,68	70,80	97,38	-17,45
22	9,54	3,62	20,76	70,81	97,63	-17,79
23	9,47	3,51	20,32	70,75	98,26	-18,36

prmfct = distanza (suil' ordinato) tra punto di applicazione della forza muscolare ed il centro della testa femorale in cm
 pbme = braccio effettivo della forza muscolare in cm
 paifmz = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all' asse Z in gradi
 palimz = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all' asse Y in gradi
 palimx = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all' asse X in gradi
 ratibme% = variazione percentuale tra bme e pbme

CALCOLO DELLA FORZA MUSCOLARE COMPLESSIVA E DELLE SUE COMPONENTI

fasi passo	pfmusc	pfmuscx	pfmuscy	pfmuscz	ratiml
12	267,44	36,30	87,86	219,97	24,65
13	240,06	39,70	78,52	223,35	24,32
14	184,71	45,47	59,38	168,86	23,61

fasi passo	prx	pry	prz	prisult	prisoyz	prprioris	ratiorR
15	155,39	27,06	50,75	144,36	23,81		
16	118,79	10,73	39,24	111,61	24,27		
17	90,33	4,13	29,03	85,13	24,10		
18	108,48	-0,93	35,99	102,33	23,35		
19	138,47	-6,74	45,63	130,37	23,41		
20	175,67	-18,16	57,95	164,84	24,11		
21	217,25	-27,90	71,46	203,25	24,82		
22	232,22	-30,82	76,34	217,14	25,97		
23	204,19	-22,26	67,32	191,48	28,21		

pfmusc = forza muscolare complessiva in Kg
 pfmuscx = componente X della forza muscolare in Kg
 pfmuscy = componente Y della forza muscolare in Kg
 pfmuscz = componente Z della forza muscolare in Kg
 ratiml = variazione percent. tra M in un' anca protesica ed in una normale.

CALCOLO DELLA RISULTANTE E DELLE SUE COMPONENTI

fasi passo	prx	pry	prz	prisult	prisoyz	prprioris	ratiorR
12	36,47	94,15	336,43	351,25	349,35	0,54	17,68
13	44,46	83,63	303,48	317,92	314,70	0,98	17,27
14	56,57	63,50	236,77	251,57	245,13	2,58	16,24
15	33,55	33,89	196,67	206,66	203,92	1,33	16,84
16	13,17	41,56	148,53	154,85	154,29	0,36	17,57
17	5,07	31,55	112,81	117,29	117,14	0,13	17,54
18	0,46	37,02	35,59	140,56	140,55	0,00	17,54
19	-7,98	47,17	172,81	179,31	179,13	0,10	17,11
20	-18,50	60,85	216,54	227,61	226,85	0,33	17,58
21	-29,58	76,63	269,09	281,35	279,79	0,55	18,10
22	-33,49	84,47	286,12	300,20	298,33	0,62	18,91
23	-25,17	78,76	249,19	262,55	261,34	0,46	20,63

prx = componente X della forza risultante in kg
 pry = componente Y della forza risultante in kg
 prz = componente Z della forza risultante in kg
 prisult = forza risultante in kg
 prisoyz = proiezione della risultante sul piano OYZ in kg
 prprioris = variaz one % tra la risultante e la sua proiezione sul piano OYZ in kg

CALCOLO DEI COSENI DIREZIONALI DELLA FORZA RISULTANTE

fasi passo	pcrx	pcry	pcrz	pcgradz	pcgradorz	pcgradorx	pcgradoy
12	0,10	0,27	0,96	15,63	16,71	84,04	74,45
13	0,14	0,26	0,95	15,41	17,33	81,96	74,75
14	0,22	0,25	0,94	15,01	19,76	77,01	75,38
15	0,16	0,26	0,95	15,32	17,89	80,66	74,89
16	0,09	0,27	0,96	15,63	16,35	85,12	74,43
17	0,05	0,27	0,96	15,63	15,88	87,13	74,39

18	0.00	0.26	0.96	15.27	15.27	89.81	74.73
19	-0.04	0.25	0.96	15.27	15.47	92.55	74.75
20	-0.08	0.27	0.96	15.56	16.23	94.66	74.45
21	-0.11	0.27	0.96	15.89	16.97	96.04	74.20
22	-0.11	0.28	0.95	16.45	17.62	96.41	73.66
23	-0.10	0.30	0.95	17.54	18.36	95.50	72.54

pcx = coseno direzionale della risultante per l'asse X

pcy = coseno direzionale della risultante per l'asse Y

pcz = coseno direzionale della risultante per l'asse Z

pgpradxyz = ang. di inclinaz. della proiezione della risultante sul piano OYZ rispetto

all'asse Z (può essere anche calcolato con la: $\text{ATAN}(r/y/z) \cdot 160/\text{PI}$)

pgpradxyz = ang. di inclinazione della risultante rispetto all'asse Z (in gradi)

pgpradxyz = ang. di inclinazione della risultante rispetto all'asse X (in gradi)

pgpradxyz = ang. di inclinazione della risultante rispetto all'asse Y (in gradi)

pgpradxyz = ang. di inclinazione della risultante rispetto all'asse Z (in gradi)

CALCOLO DELLA FORZA DI ATTRITO E DELLA COMPONENTE NORMALE DELLA RISULTANTE

fasi passo	cellag1	dellag2	g3	attito	normale
12	0.01	1.65	1.48	32.05	287.24
13	0.01	1.65	1.48	29.16	269.94
14	0.01	1.65	1.48	23.25	215.50
15	0.01	1.65	1.48	18.96	176.12
16	0.01	1.65	1.48	14.13	131.16
17	0.01	1.65	1.48	10.70	99.37
18	0.01	1.65	1.48	12.92	119.57
19	0.01	1.65	1.48	16.49	152.47
20	0.01	1.65	1.48	20.61	192.76
21	0.01	1.65	1.48	25.53	237.2E
22	0.01	1.55	1.48	26.84	251.35
23	0.01	1.55	1.48	22.66	216.83

dellat1 = differenza tra pgradorz e c. gbradorz in radianti

dellaz = angolo supplementare al complementare di ff

g3 = angolo di inclinazione di prislut rispetto alla tangente nel punto di appli-

cazione di prislut sulla testa femorale.

attitno = forza di attrito esercitata sull'interfaccia testa/colle.

normale = componente di prislut normale al punto di applicazione di prislut sulla

testa femorale.

OUTPUT ANCA PROTETIZZATA

	carico	prmusc	prislut	pbma	pbk	pefmz	pgpradorz
12	86.68	257.44	351.25	3.65	11.54	20.83	16.71
13	80.43	240.06	317.92	3.79	11.55	21.50	17.33
14	68.90	134.71	251.57	4.27	11.53	23.88	19.76
15	52.8C	155.39	206.68	3.83	11.53	21.72	17.89

16	37.13	118.79	154.65	3.50	11.50	20.03	16.35
17	27.79	90.33	117.29	3.41	11.42	19.54	15.88
18	33.30	106.4E	140.56	3.38	11.46	19.38	15.27
19	42.46	138.47	179.31	3.44	11.56	19.69	15.47
20	53.78	175.67	227.61	3.54	11.91	20.22	16.23
21	66.06	217.25	281.35	3.52	12.15	20.68	16.97
22	69.50	232.22	300.20	3.62	12.25	20.76	17.62
23	58.90	204.19	262.55	3.51	12.19	20.32	16.36

carico = carico complessivo in «g

pbma = braccio effettivo della forza muscolare in cm

pefmz = angolo di inclinazione della forza muscolare rispetto all'asse Z in gradi

prmusc = forza muscolare

prislut = forza risultante in kg

pgpradorz = angolo di inclinazione della risultante rispetto all'asse Z

Risultati

Passiamo ora alla rappresentazione grafica dei dati ottenuti. La figura 46 evidenzia la variazione di K (carico), M (forza che i muscoli abduttori dell'anca devono sviluppare per mantenere l'equilibrio del sistema) e R (risultante delle forze che si esercitano sul sistema) nelle varie fasi dell'empipasso destro in un soggetto di 70 Kg.

Si osserva che nella fase I (appoggio calcaneare) R raggiunge i 300 Kg (oltre 4 volte il peso corporeo), quindi decresce fino alla fase di oscillazione intermedia (6), per poi risalire. La forza muscolare necessaria segue un andamento analogo e supera i 200 Kg, nella prima fase del passo.



Figura 46 - Variazione di K, M e R nelle fasi del passo nell'anca normale

Nelle varie fasi del passo M presenta valori sovrapponibili sia nell'anca normale, che protesizzata. Invece, la forza M e soprattutto la forza R sono decisamente più elevate nell'anca protesica in tutte le fasi (fig. 48). R raggiunge valori di oltre 350 Kg, con incrementi compresi tra il 17 ed il 20% rispetto all'anca normale, mentre i muscoli abduttori nell'anca protesizzata devono produrre un incremento di forza variabile tra il 24 ed il 28%.

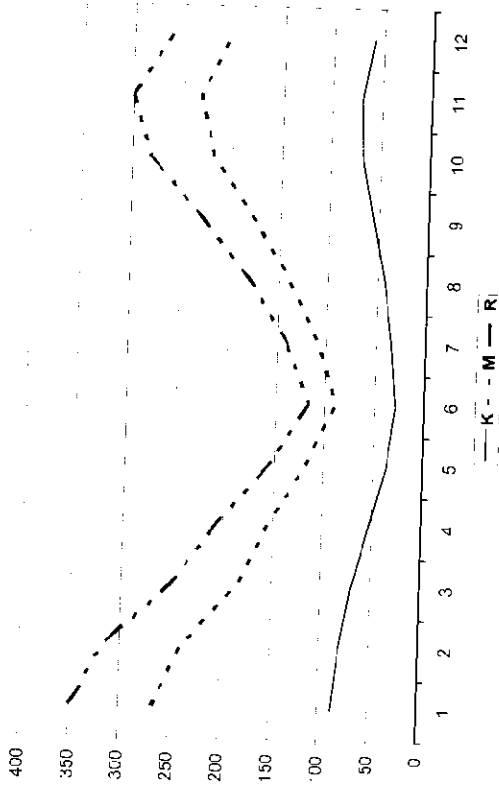


Figura 47 - Variazione di K, M e R nelle fasi del passo nell'anca protesizzata

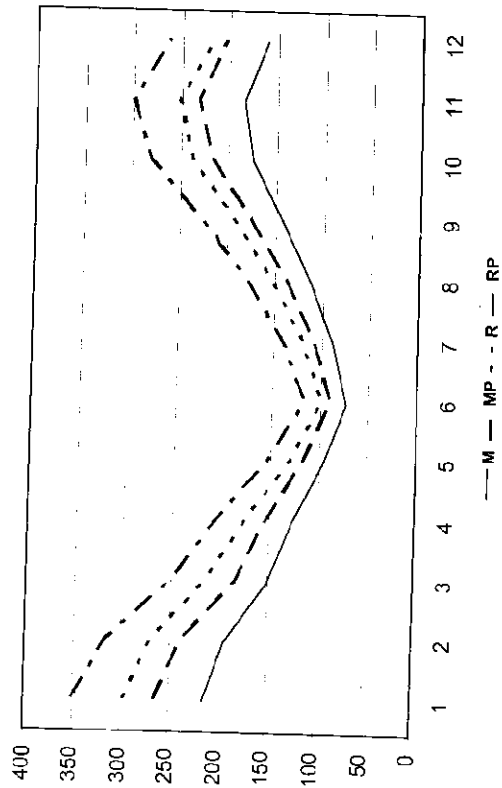


Figura 48 - Variazioni di M, Mp e R, Rp nell'anca normale e protesizzata

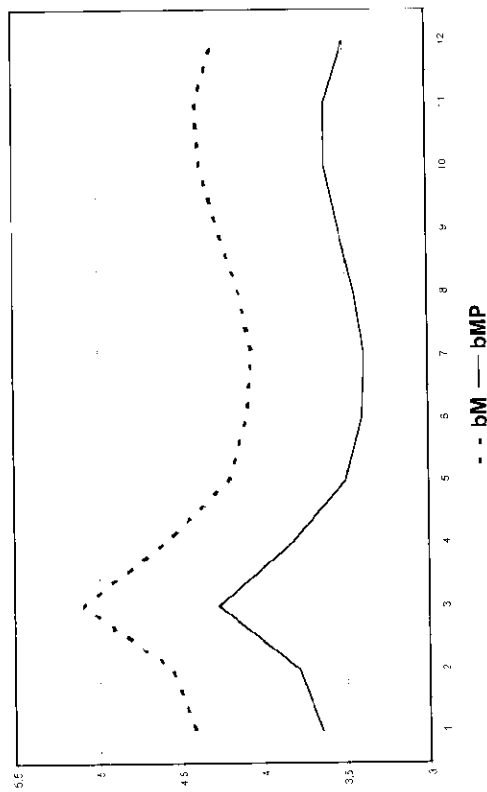


Figura 49 - Variazione dei bracci di M nell'anca normale (bM) e protesizzata (bMP)

In pratica nell'anca protesizzata, a parità di morfologia, si ha sempre una riduzione del braccio di leva dei muscoli abduttori.

I dati riportati si riferiscono ad un caso specifico. Naturalmente soggetti con conformazioni del bacino diverse possono presentare condizioni funzionali diverse, più o meno svantaggiose. Tuttavia, un elemento è certo in tutti i casi: **dopo la protesizzazione, la muscolatura abdutturia per mantenere l'equilibrio del bacino (ed evitare quindi zoppie tipo Duchenne o Trendelenburg) dovrà incrementare le performance di circa il 20%.**

Peraltro, se gli abduttori sono insufficienti, quindi non in grado di mantenere l'equilibrio posturale, e conseguentemente s'innesci la zoppia di Trendelenburg, si determina un allentamento del baricentro corporeo dal centro di rotazione dell'anca. Per tale motivo, si verifica un incremento del braccio di K, che rende ancora più insufficienti i muscoli abduttori. In altre parole, l'insufficienza degli abduttori si autoalimenta.

Qualora si concreti un'insufficienza relativa degli abduttori, si realizza automaticamente un meccanismo di compenso, rappresentato dal segno di Duchenne. Il soggetto fa oscillare la spalla dal lato che carica (quello protesizzato); in tal modo riduce nettamente il braccio di K, e consente ai muscoli abduttori di mantenere l'equilibrio del bacino pur sviluppando una forza inferiore a quella che sarebbe richiesta.

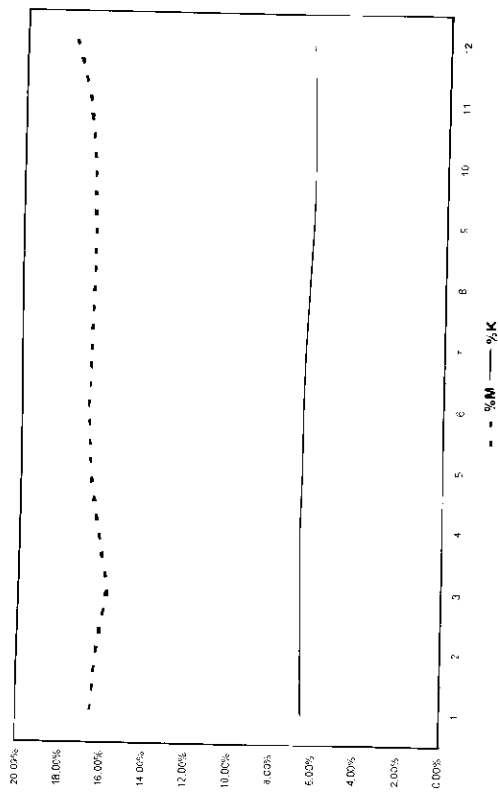


Figura 50 - Riduzione percentuale dei bracci di leva della forza muscolare e del carico dopo protesizzazione

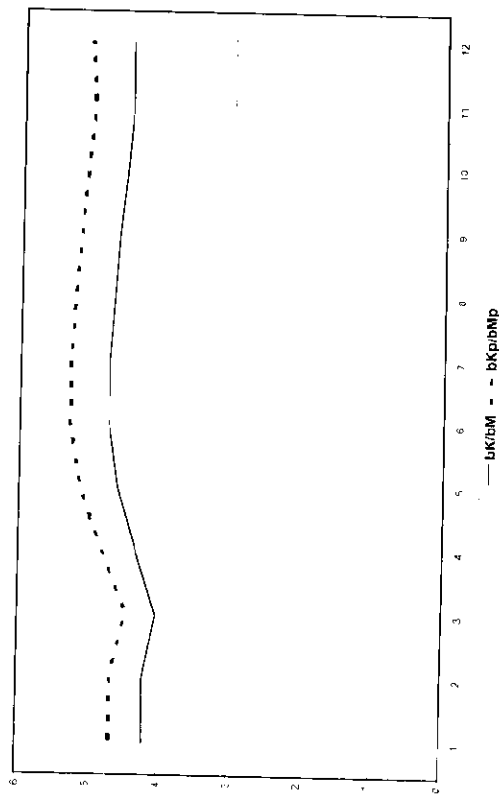


Figura 51 - Rapporto tra braccio di K e di M prima e dopo protesizzazione.

Conclusioni

Il risultato ottenuto mediante questo studio computerizzato può essere riassunto nei seguenti punti:

- 1) Il braccio di leva della forza muscolare dipende dal punto d'applicazione di questa sull'ala iliaca e sul trocantere, e quindi dalla sua inclinazione rispetto alla verticale.
- 2) Mentre la posizione del punto d'applicazione della forza muscolare sull'ala iliaca influenza minimamente la lunghezza del braccio di leva, enorme è l'importanza della posizione del gran trocantere.
Infatti, anche uno spostamento del trocantere di 10-15 mm, può comportare variazioni della lunghezza di bm (e quindi della forza muscolare) nell'ordine del 40-50%.
- 3) Il braccio di leva della forza muscolare varia durante le varie fasi del passo, e non ha una lunghezza fissa come ipotizzato da altri autori (Pawels, Maquet...).
- 4) Il braccio di leva della forza muscolare nell'anca protesica è sempre più corto di quello che sarebbe presente in un'anca naturale con la stessa conformazione.
- 5) Il carico complessivo è sempre maggiore nell'anca protesizzata.
- 6) La forza d'attrito in corrispondenza dell'interfaccia cotile-testa varia a seconda delle fasi del passo; ha comunque valori modesti.
- 7) La forza muscolare necessaria per mantenere l'equilibrio varia a seconda delle fasi del passo. E' massima nella fase d'appoggio e minima nella fase di oscillazione intermedia. Nell'anca protesica è comunque sempre maggiore rispetto all'anca normale.
- 8) La variazione percentuale tra la forza muscolare prima e dopo l'intervento varia da soggetto a soggetto e questa variazione dipende dalla conformazione fisica e dalla morfologia dell'impianto protesico.
E' ovvio che se il soggetto non è in grado di produrre la forza muscolare necessaria a mantenere l'equilibrio, si verificherà una zoppia.
Se esiste un'insufficienza muscolare relativa, verranno, però, messi in atto dei meccanismi di compenso, che essenzialmente sono:
1- Caduta della spalla omolaterale (segno di Duchenne). Questo fatto determina un accorciamento del braccio di leva della forza peso, di conseguenza una riduzione del momento, e quindi della forza muscolare necessaria per l'equilibrio.

2 - Variazioni dell'accelerazione ascensionale durante il passo. Questo secondo fenomeno da un lato comporta una riduzione della forza d'inerzia verticale, e quindi una consistente riduzione del carico complessivo, ma dall'altro determina una disarmonia nella deambulazione.

3 - Se l'insufficienza muscolare è accentuata si verificherà la caduta del bacino dal lato opposto a quello sottoposto a carico (segno di Trendelenburg).

In questo studio è stata data una rilevanza particolare alla determinazione del carico complessivo che viene ad esercitarsi sull'anca durante il passo, in quanto si ritiene che questo sia, in pratica, un elemento obiettivo che permette di dare un giudizio globale sulla situazione geometrica e funzionale dell'articolazione coxo-femorale. Il vantaggio di questa procedura sta nel fatto che è possibile estendere questi calcoli a qualsiasi soggetto, in modo estremamente semplice e senza la necessità di apparecchiature sofisticate o personale tecnico specializzato, dal momento che forniti al computer i pochi dati richiesti, questo esegue automaticamente tutti i calcoli senza la necessità di ulteriori interventi dell'operatore.

L'ausilio di questa procedura computerizzata nella protesizzazione dell'anca può intervenire a diversi livelli.

LIVELLO PREVENTIVO - E', infatti, possibile individuare soggetti clinicamente silenti, ma che per la loro particolare conformazione fisica presentano dei sovraccarichi funzionali asintomatici, che se non opportunamente corretti (p.e. riduzione ponderale) possono determinare dopo un certo periodo di tempo l'insorgenza di una coxartrosi.

LIVELLO PREOPERATORIO - E' possibile preparare un accurato progetto chirurgico tramite simulazioni matematiche delle variabili tecniche che più sono utili a restituire al paziente un'anca simile funzionalmente, quanto più possibile, ad un'anca normale.

LIVELLO POSTOPERATORIO - Il programma consente di verificare sui radiogrammi postoperatori se le aspettative biomeccaniche sono state realizzate, e quindi è possibile ottenere una valutazione obiettiva del risultato chirurgico, sicuramente più attendibile di quella usualmente utilizzata dal chirurgo, e cioè quella ad occhio.

LIVELLO RIABILITATIVO.

Riabilitazione dell'anca protesizzata

Partendo dal presupposto che un'approfondita conoscenza biomeccanica è un elemento imprescindibile per un corretto approccio

riabilitativo all'anca protesizzata, si ritiene di sicura utilità questa procedura computerizzata, che fornisce in modo rapido e semplice una notevole quantità di dati sull'attività funzionale dell'anca e dei supporti muscolari.

In vero, però, non è calcolato il reale carico articolare ed il reale sforzo abduzionale che il paziente sopporta durante la deambulazione, ma i valori teorici necessari per una coordinazione armonica della marcia. E' evidente, però, che se il paziente non zoppica, i suoi muscoli abduttori sono in grado di fornire la forza necessaria a mantenere in equilibrio la bilancia del bacino. Se, invece, il paziente presenta una zoppia (escluso, ovviamente, che si tratti di una zoppia da fuga o da dismetria) o meglio una deambulazione disarmonica, è altrettanto evidente che o l'impianto protesico non è tecnicamente corretto, o che i muscoli abduttori (peraltro, talvolta danneggiati nel corso dell'intervento) sono insufficienti, o entrambe le eventualità.

Naturalmente questa procedura computerizzata non fornisce indicazioni specifiche sulle tecniche chinesiterapiche e riabilitative pre- o postoperatorie, che sono ormai codificate e più o meno standardizzate, né l'obiettivo prefissato è stato quello di inventare una nuova tecnica riabilitativa, ma piuttosto quello di avere a disposizione uno strumento semplice e sicuro in grado di fornire informazioni utili ad indirizzare la rieducazione e, soprattutto, individuarne le prospettive ed i limiti.

Alla luce dei dati forniti dal computer su numerosi pazienti è lecito affermare che una chinesiterapia o comunque un recupero funzionale degli abduttori prima dell'intervento (sia in presenza di patologia dismorfica o degenerativa) è inutile, e talvolta dannoso. Infatti, se, come è stato rappresentato in precedenza, in un soggetto con un'anca normale e non in sovrappeso, si sviluppano dei carichi articolari dell'ordine di 300 kg e degli sforzi muscolari di circa 200 kg, in un soggetto con anca artrosica, in cui l'attrito è sicuramente accentuato, questi valori saranno evidentemente aumentati.

Ovviamente, con la limitazione funzionale strettamente legata a fattori meccanici, tipica di un'anca artrosica in programma per un trattamento chirurgico, sarà molto difficile che un paziente riesca a sviluppare la forza muscolare richiesta per l'equilibrio del bacino, e quindi la zoppia, di natura biomeccanica, sarà spesso inevitabile, indipendentemente dalla coesistenza di una zoppia da fuga o da dismetria.

A questo punto non ha certo senso tentare di migliorare con la chinesiterapia le escursioni articolari di un'articolazione che dovrà essere sostituita o cercare di potenziare i muscoli abduttori. Infatti, in primo luogo

si sottopone il paziente ad un trattamento molto doloroso, ed in secondo luogo, sempre che si riesca ad ipertrofizzare il medio gluteo in un'anca che presumibilmente presenta movimenti di abduzione-adduzione ed extrarotazione pressoché nulli, l'aumento della forza muscolare si traduce in una maggiorazione del carico e quindi dell'usura della già sofferente cartilagine articolare, ed in una esacerbazione del dolore.

Nella fase postoperatoria, invece, si possono verificare le performances muscolari necessarie ad una deambulazione armoniosa e quindi impostare un corretto programma riabilitativo, ove per corretto, si intende un programma congruo con le possibilità biomeccaniche del paziente. In altre parole, se la richiesta di forza abduzionale è modesta o comunque entro limiti ragionevoli, è utile concentrarsi sul potenziamento muscolare. Ma se ci troviamo di fronte a richieste muscolari sproporzionate per le caratteristiche somatopsichiche del paziente, l'insistere con un trattamento riabilitativo che si protrae per mesi, senza che la zoppia (Duchenne, Trendelenburg, etc.) tenda a regredire, risulta inutile e forse dannoso per il paziente, che, a parte il dispendio economico e di tempo (del paziente e del terapeuta), manifesta la comparsa di segni di sconcerto e demotivazione. A questo punto sarebbe meglio specificare al paziente le sue limitazioni biomeccaniche, che sono insormontabili, e magari indirizzarlo verso un ausilio come il bastone.

In vero, si può concludere che, in base agli studi condotti, è molto difficile riparare con tecniche riabilitative ai danni prodotti da un impianto protesico improprio. Solo a titolo di esempio si osservi come nel soggetto sottoposto allo studio dc quo, è sufficiente avvicinare solo l'apice del gran trocantere alla linea mediana di meno di un centimetro per avere un significativo incremento del carico e dello sforzo muscolare.

Questo effetto potrebbe essere ottenuto solo sostituendo la protesi impiantata ("a collo lungo") con una simile a "collo corto". Ma se una piccola modifica della sezione trocanterica o dell'affondamento del cofile nel bacino o la sola lunghezza del collo protesico possono determinare variazioni delle forze in gioco dell'ordine di decine ed in qualche caso di centinaia di Kg, e se è vero, invece, che per migliorare di poco il trofismo del medio gluteo occorre un notevole lavoro da parte del riabilitatore e del paziente, bisogna, in definitiva, riconoscere che la migliore riabilitazione nell'artroplastica d'anca è proprio una corretta tecnica chirurgica: una variazione tecnica che costa pochi minuti in sul tavolo operatorio può valere più di mesi di lavoro in palestra.

Orebenc, le problematiche biomeccaniche relative all'impianto protesico riguardano:

1) *Dinamica deambulatoria*, che è strettamente influenzata da: centro di rotazione del sistema, direzione della forza M, modulo della forza K, direzione e modulo della forza risultante, lunghezza dei bracci di leva della forza M e della forza K (maggiore è bM e minore è bR, più facilmente i muscoli abduttori potranno mantenere l'equilibrio). Dunque *la dinamica della deambulazione dipende esclusivamente dalla geometria dell'impianto protesico* ed è influenzata in modo trascurabile dal modello protesico.

2) *Tollerabilità, integrazione e, quindi, durata dell'impianto*. Il modello protesico ed il tipo d'impianto condizionano nettamente la distribuzione degli stress alle strutture ossee cotiloidea e femorale. Ne consegue che dal modello protesico e dal tipo d'impianto dipendono la tollerabilità e la durata dell'artroplastica.

Per quanto riguarda la concezione condivisa da molti, che la protesizzazione deve tendere a *ricostruire la morfologia dell'anca fisiologica*, si riporta la personale convinzione che questo postulato non sia del tutto corretto. Infatti, occorre innanzi tutto valutare lo stato della muscolatura ab-duttrice (che nell'anziano, in genere, non è mai brillante), e considerare che dopo l'intervento questo non può che essere peggiorato, essendo quasi sempre inevitabile la manipolazione chirurgica dei muscoli in questione. Per di più, l'anca protesica richiede uno sforzo muscolare maggiore di un'anca fisiologica di analoga morfologia. Pertanto, come si è già detto, è possibile che i muscoli abduttori non siano sempre in grado di generare la forza che il sistema richiederebbe. Quindi il chirurgo, invece di concentrarsi sulla ricostruzione di una morfologia "normale", potrebbe molto più utilmente modificare la geometria dell'impianto con l'obiettivo di facilitare l'azione dei muscoli abduttori, allungando il loro braccio di leva. La qual cosa è realizzabile, per esempio, medializzando (ovviamente se è possibile) la posizione del centro della testa protesica. Questa condizione avrebbe un altro consistente vantaggio, cioè quello di ridurre il carico complessivo ($R=K+M$) che si esercita sulla protesi, la qual cosa avrebbe risvolti senz'altro positivi sia sulla tollerabilità, che sulla durata dell'impianto stesso.

Un altro argomento che vale la pena di sottolineare riguarda *l'armonia della deambulazione dopo la protesizzazione*.

Molti chirurghi ritengono di aver ottenuto un parziale insuccesso, quando il paziente protesizzato deambula con una zoppia caratterizzata dal segno di Duchenne. In realtà il segno di Duchenne non è altro che la

manifestazione di un efficiente meccanismo compensatorio dell'insufficienza relativa della muscolatura abduttrice. Infatti, l'inclinazione della spalla dal lato operato comporta uno spostamento del centro di gravità parziale del corpo e, quindi, una riduzione del braccio di leva del carico e del relativo momento. L'impegno muscolare necessario sarà, pertanto, minore. Anche in questo caso si verificherà un calo dello stress complessivo esercitato sulla protesi.

Si consideri, poi, che la maggior parte dei pazienti che si sottopongono ad interventi di protesizzazione dell'anca spesso sono anziani portatori di patologie traumatiche, degenerative o displasiche, che accusano dolore al carico e presentano difficoltà od impossibilità alla deambulazione. Ciò premesso, secondo l'opinione dell'autore, *l'obiettivo primario dell'artroplastica dovrebbe essere quello di restituire a questi pazienti una deambulazione efficiente ed indolore*. L'armonia deambulatoria non è affatto necessaria; infatti è da considerarsi un optional, per altro molto costoso, in quanto richiede un maggiore sforzo muscolare e di conseguenza determina carichi ed usura maggiori sull'impianto protesico.

Bibliografia

- 1 - Tommaso Leo, Giacomo Rizzolatti, *Biomeccanica della Riabilitazione*, Patron Editore, Bologna, 1987.
- 2 - Smith-Petersen M.N., *Arthroplasty of the hip: a new method*, J. Bone Jt. Surg. 21/A, 269, 1939).
- 3 - Charnley J., *Total hip replacement by low friction arthroplasty*, Clin. Orthop. 72, 7, 1970.
- 4 - Scholten r., Röerle H., Sollbach W., *Analysis of stress distribution in the natural and artificial hip joint, using the finite-element-method*, The South. Afr. Mech. Eng., 28, 220, 1978.
- 5 - Vincenzo Pirola, *Il movimento umano*, Edi Ernes, 287., 1998.
- 6 - J.K. Richardson, Z. A. Iglarsh, *Clinica Ortopedica*, Terapia Fisica, Verduci Editore, 1996.
- 7 - F. Pawels, *Biomechanics of the normal and diseased hip*, Springer-Verlag - Berlin Heidelberg New York, 1976.
- 8 - F. Pawels, *Biomechanics of the locomotor apparatus*, Springer-Verlag - Berlin Heidelberg New York, 1980.
- 9 - D. Sette - *Lezioni di Fisica: Meccanica*. (Eredi V. Veschi - Università di Roma)
- 10 - W. Braune und O. Fischer - *Der gang des Menschen*, Leiptzig - bei S. Hirzel, 1894.
- 11 - G.J. Maquet - *Biomechanics of the Hip as applied to osteoarthritis and related conditions*, Springer - Verlag; Berlin - Heidelberg - New York - Tokio, 1985.
- 12 - Forni-Cappellini - *Compendio di meccanica articolare*, Edizioni scientifiche Istituto Rizzoli, 1956.
- 13 - F.G.St.Clair Strange, *The Hip*, William Heinemann medical Books Limited, London, 1965.
- 14 - C. Norkin, P. Levangie - *Joint, structure & function; a comprehensive analysis*, F.A. Davis Company - Philadelphia, 1983.
- 15 - B.A. Gowitzke, M. Milner - *Le basi scientifiche del movimento umano*, Emsi, Roma, 1984.
- 16 - D. Sette - *Lezioni di Fisica: Meccanica*, Eredi V. Veschi - Università di Roma.
- 17 - G. Panzarasa, S. Tribulato, *Vettori, esercizi*, Edizioni Tecnos, Milano, 1984.
- 18 - T.M. Apostol, *Calcolo*, Editore Boringhieri, Torino, 1985.