

LA CHIRURGIA PROTESICA DELL'ANCA COMPUTER ASSISTITA

Autori: **Confalonieri N. , Manzotti A.**

I° e 2° Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Chirurgia Plastica e Ricostruttiva della Mano
(dir.: N. Confalonieri) - Centro Traumatologico ed Ortopedico (C.T.O.) - Istituti Clinici di
Perfezionamento, Via Bignami 1, Milano

*Corrisponding Author: Dr N.Confalonieri
1 U.O. Ortop Traumat
CTO
Via Bignami 1
20 110 Milano
Tel 02-57993346
Fax 02-57993299
Email: norbconf@tin.it*

Abstract: Un accurato posizionamento delle componenti protesiche rappresenta un importante vantaggio nella chirurgia protesica dell'anca. Infatti è fondamentale sia nella riduzione delle lussazioni, sia nel evitare un impingement tra le componenti protesiche e quindi nel ridurre i sovraccarichi durante il "functional range of motion", dopo l'intervento, con usure precoci dell'impianto. Va altresì sottolineato come i moderni modelli protesici e l'attuale tribologia garantiscano in generale curve di sopravvivenza degli impianti molto più lunghe con la premessa però che le componenti protesiche siano appunto posizionate correttamente in accordo a cosiddette "safe zone". La navigazione applicata alla chirurgia protesica di anca offre potenzialmente un'accuratezza migliore nell'allineamento, sia della componente acetabolare sia dello stelo, permettendo, inoltre, nei sistemi più avanzati la valutazione del ROM articolare, la dismetria e l'offset. Fondamentalmente, i sistemi attualmente disponibili possono essere divisi in image-based ed image-free, ed entrambi utilizzano come riferimento il piano pelvico anteriore. Gli Autori presentano l'attuale stato dell'arte della navigazione nella chirurgia dell'anca, analizzando i sistemi disponibili con i relativi vantaggi/svantaggi e risultati. Viene infine presentata l'esperienza personale degli Autori nell'utilizzo di questa metodica.

Introduzione: Vorremmo iniziare con due domande provocatorie: eseguite il controllo radiografico, intra-operatorio, della raspa, per vedere il posizionamento dello stelo? Fate il planning pre-operatorio? E, se lo fate, lo fate sulla lastra o al computer? Queste, ci servono per ritagliare una popolazione di chirurghi attenti all'argomento. Infatti, chi non esegue nulla di ciò, non dovrebbe proseguire la lettura, perché troppo esperto e fiducioso, per interessarlo. Invece, tutti gli altri, avranno notato che il computer, bene o male, è già entrato in sala operatoria e tutte le indagini radiografiche ci vengono fornite sul display con un sistema informatico.

L'attuale intervento di protesica totale dell'anca può essere definito come uno degli interventi ortopedici con un più elevato livello di successo sia in termini di survivorship sia dal punto di vista di out-come finale. Infatti, gli attuali impianti sono in grado di garantire ottimi risultati in termine di scomparsa del dolore e di recupero di una quasi normale vita quotidiana, con notevoli miglioramenti rispetto alle prime generazione di impianti (1). Inoltre, in questi ultimi anni, sempre più frequentemente, pazienti giovani con lunghe aspettative di vita, chiedono espressamente un recupero della "performance", non solo la scomparsa del dolore. Indubbiamente, nell'ambito della "survivorship", l'accuratezza dell'impianto può rappresentare un fattore molto importante. Infatti, uno scorretto posizionamento dell'acetabolo può aumentare la percentuale di lussazioni e un'usura precoce dell'inserito, spesso, responsabile di una mobilitazione precoce. Allo stesso modo, uno scorretto ripristino del braccio di leva articolare (momento abduzionario), in seguito ad una dismetria, può causare una zoppia al paziente (2).

La Chirurgia Computer Assistita (CAS) è stata applicata alla chirurgia ricostruttiva dell'anca con il primo obiettivo di migliorare l'accuratezza del chirurgo consentendo allineamenti delle componenti protesiche sempre più vicini ad una "safe zone" in grado di garantire un'ottima meccanica articolare (3). Altri importanti obiettivi possibili sono il ripristino di eventuali dismetrie e di un normale offset, con la possibilità di una valutazione sul campo dell'effettiva cinematica articolare del neoimpianto. Il termine "navigatore" è ormai di uso comune. Anche se il paragone non è proprio calzante. Infatti, viene utilizzato, in auto, per raggiungere un luogo sconosciuto, collegato a un sistema satellitare che fornisce dati sulla direzione, la distanza, la velocità e il tempo mancante alla meta. Il computer, invece, in sala operatoria, è un sistema ancillare che sostituisce lo strumentario tradizionale, perciò di uso quotidiano. Certo è che, allo stesso modo, permette al chirurgo di conoscere, durante una procedura chirurgica, dati precisi, visivi e numerici, sul suo operato. Noi preferiamo chiamarlo "grillo parlante".

Razionale per la navigazione nella protesi totale di anca: La lussazione rappresenta una delle complicanze più temute nell'ambito della chirurgia protesica dell'anca con percentuali che si aggirano variano dal 0.5% al 6%. Tra le cause descritte il posizionamento dell'acetabolo rappresenta certo la causa più frequente (4). Nel 1978 Lewinnek utilizzando radiografie classiche ha suggerito un posizionamento ideale del acetabolo definito come "safe zone" quantificato con $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ di inclinazione e $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$ di antiversione (5). Ossia componenti acetabolari con meno di 5° di antiversione sono a rischio di lussazione posteriore, componenti acetabolari con più di 25° di antiversione sono a rischio di lussazione anteriore. Altri autori, anche con studi TAC, successivamente, hanno identificato nuovi valori ideali di safe zone, a volte sovrapponibili a quelli suggeriti da Lewinnek, altre volte che si discostavano anche di oltre 10° (6). Tutto ciò è stato confermato da successivi studi clinici. Nel 2005, Biedermann rivedendo oltre 4000 protesi e applicando i criteri di Lewinnek, identificava una percentuale del 79% di protesi posizionate entro la safe zone, mentre questa percentuale scendeva al 60% nei casi che avevano avuto almeno una lussazione (7). Altre cause che portano ad un aumento delle lussazioni sono presenti in letteratura, come l'accesso posteriore, la migrazione del trocantere e la riduzione dell'offset (8). Un discorso a parte è rappresentato dal rapporto testa-collo con dati contrastanti. Morrey ha infatti riportato come il passaggio da teste di 22 mm di diametro a teste del 32mm (9), sia stato negativo. Burroughs ha tuttavia evidenziato un aumento di stabilità con l'utilizzo di teste ancora più grandi, in grado di ridurre l'impingement del collo, anche se non quello osso-osso (10).

Altra conseguenza di un cattivo posizionamento delle componenti è infatti l'impingement tra il collo dello stelo ed il bordo dell'acetabolo. Ciò è stato descritto come una delle cause maggiori di wear del bordo del polietilene. Quindi, un acetabolo posizionato molto orizzontale per evitare lussazioni, ad anca flessa, è più esposto ad un impingement, come dimostrato da alcuni autori alla ricerca delle cause dell'usura del polietilene (11).

Differenti tecniche manuali sono state suggerite per cercare di aiutare il chirurgo nel corretto posizionamento delle componenti protesiche. Fondamentalmente, esse considerano un piano orizzontale, passante per il letto chirurgico, a cui il chirurgo fa riferimento, per cercare la corretta antiversione e copertura. Altri autori hanno suggerito come riferimento, la "sciatic notch", altri una linea tracciata, da qui alla spina iliaca antero-superiore, a cui rapportarsi durante l'intervento (12, 13).

Tuttavia, il risultato di tutti questi tentativi è la scarsa riproducibilità della metodica, con posizionamenti associati all'esperienza del chirurgo, spesso anch'essa non sufficiente. Differenti lavori in letteratura hanno infatti sottolineato quanto sia difficile ottenere, costantemente, corretti

posizionamenti della componente acetabolare, con percentuali spesso molto basse: 27 casi su 105 secondo Saxler e 24 su 78 secondo Di Gioia (14,15).

Metodi di navigazione nella chirurgia protesica dell'anca: Per migliorare il posizionamento delle componenti protesiche, inizialmente solo dell'acetabolo, differenti sistemi di chirurgia computer assistita sono stati promossi. Tutti basati sulla determinazione di riferimenti ossei sulla pelvi, poi utilizzati nell'orientamento dell'acetabolo. Fondamentalmente, viene identificato un piano pelvico frontale, così chiamato da McKibbin, e definito dalle spine iliache anterosuperiori ed i tubercoli pubici, in riferimento al quale, viene posizionato l'acetabolo (16). Esistono differenti piani pelvici anteriori, spesso non coincidenti, a seconda di come siano stati assunti i riferimenti. Ossia, siano stati acquisiti radiograficamente od anatomicamente come avviene con la navigazione. L'esecuzione di un esame TAC pre-operatorio è, comunemente, alla base di un sistema image-based di navigazione e, forse, a tutt'oggi, rappresenta l'acquisizione più sicura dei reperi pelvici. Ad essa, intra-operatoriamente, è seguita una nuova registrazione anatomica dei punti di riferimento, attraverso appositi strumentari, come puntatori o trackers, recanti appositi markers identificati da un lettore, presente in sala operatoria e connesso con il computer. Classicamente, i markers, vengono definiti: attivi (LED) quando sono gli stessi diodi ad emettere luce in direzione della telecamera, passivi quando si limitano a riflettere una luce emessa dal lettore stesso. Il software del computer è, a questo punto, in grado di confrontare i reperi forniti dalla TAC, con quelli acquisiti anatomicamente, in modo tale di ottenere coordinate ben precise per il posizionamento delle nostre componenti, attraverso appositi strumentari, anch'essi dotati di trackers e costantemente verificati dalla telecamera del computer. Un campo di raggi infrarossi nel quale paziente, chirurgo e strumentari si trovano, i loro movimenti e rapporti vengono percepiti dal computer e rielaborati sul monitor.

In alternativa all'utilizzo di TAC pre-operatorie, l'acquisizione dell'anatomia pelvica può essere eseguita anche tramite immagini fluoroscopiche che, su griglia di riferimento, con un apparecchio radiografico, connesso con il computer. Anche in questo caso, sono necessari trackers di riferimento onde riacquisire i punti anatomici e controllare quindi il corretto posizionamento delle componenti, soprattutto acetabolari, attraverso un continuo confronto con le immagini acquisite attraverso le scopie effettuato dal software del computer (17).

In alternativa a queste metodiche, basate sull'acquisizione di immagini pre-operatorie, esistono sistemi di navigazione (image-less), in cui l'unica acquisizione è effettuata intra-operatoriamente, attraverso pointer che identificano sopra la cute le prominenze ossee necessarie per identificare il

nostro piano pelvico, senza quindi necessità di esami pre-operatori, con ovvi vantaggi in termine di tempi e costi, mantenendo una sovrapponibile accuratezza come descritto in letteratura (18-19-20).

Tecnica Chirurgia per la navigazione Image-less: La navigazione image-less, ossia senza la necessità di immagini pre-acquisite, basata su un'acquisizione intra-operatoria, è, tutt'oggi, la metodologia più diffusa. Essa può essere utilizzata con il paziente supino, oppure sul fianco. Qual'ora il chirurgo utilizzi un accesso chirurgico con decubito laterale, l'acquisizione dei dati viene eseguita, generalmente, con il paziente supino, per poi girarlo sul fianco (Flip technique) e procedere con l'intervento. Previa preparazione di un campo sterile, si procede al posizionamento del tracker (diodo) sulla cresta iliaca omolaterale, attraverso pins o viti percutanee, posizionate 6-8 cm posteriormente alla SIAS, verificando che il diodo sia ben visibile dalla telecamera, anche in previsione di un cambio di posizione del paziente. Qual'ora si voglia procedere al posizionamento navigato dello stelo, controllando off-set e dismetria, è necessario un ulteriore pin con relativo tracker posto nella diafisi femorale, al di sotto dell'apice dello stelo protesico, ovviamente. A questo punto, si procede all'acquisizione dei punti richiesti, inizialmente, per identificare il piano pelvico anteriore, quindi l'asse femorale con i relativi riferimenti ed infine, ad esposizione avvenuta, centro, profondità e morfologia dell'acetabolo, oltre all'apice del trocantere. Tali riferimenti sono implementati dalla registrazione di tutti i reperi anatomici e strumentali, necessari al computer per l'elaborazione della procedura, in base ad un modello presente già nel software. Tale modello, include infatti tutti i riferimenti specifici alla procedura (tipologia della procedura, tipo di protesi etc.), oltre ad un modello anatomico "universale", da cui verranno estrapolati i riferimenti necessari alla navigazione, del caso specifico, di cui si sono acquisiti i necessari riferimenti.

In questo modo, elaborata la procedura, il computer è in grado di verificare e guidare tutti gli ulteriori steps, attraverso suggerimenti forniti al chirurgo, tramite il monitor, con un continuo feedback. Per cui, è possibile controllare la fresatura della acetabolo, con i relativi gradi e profondità, verificare la prova e il posizionamento della coppa finale. Lo stesso per la preparazione del canale: è possibile verificare le brocche in successione ed il risultato finale. Nei sistemi più avanzati, otteniamo dati relativi all'allungamento dell'arto, off-set e range di movimento dell'anca. Ove si adotti la modularità del collo, il computer sceglie l'orientamento più confacente, in base al posizionamento delle componenti, al conflitto, alla dismetria, al movimento più ampio, insomma, un aiuto oggettivo e numerico all'esperienza del chirurgo.

Stato dell'arte: Sebbene i sistemi CT-based offrano una accuratezza quasi assoluta nella registrazione dei reperi ossei, essi implicano un aumento significativo dei tempi, considerando: l'esecuzione dell'esame, la sua acquisizione ed elaborazione pre-operatoria, il matching intraoperatorio con i reperi ossei (18) e la procedura chirurgica. Più recentemente, la fluroscopia ha mostrato risultati analoghi in termini di accuratezza, ma con una riduzione, anche se solo parziale, dei tempi. Abolisce la necessità di eseguire una Tac pre operatoria, pur mantenendo il tempo, più lungo di acquisizione intra-operatoria (21). Ecco, forse, il motivo dello sviluppo di tecniche imageless, volte soprattutto al contenimento dei costi. Studi su cadavere, ad ogni modo, hanno confermato una buona affidabilità di questo sistema di navigazione, con risultati migliori in termine di accuratezza rispetto alle tecniche free-hand. Secondo alcuni autori, con differenze poco significative, in termine di accuratezza, rispetto a tecniche CT-based o con l'utilizzo di fluoroscopia. In uno studio prospettico randomizzato, Kalteis ha comparato la tecnica free-hand a 2 sistemi di navigazione: uno image-free ed il secondo CT-based, evidenziando un significativo migliore allineamento in entrambi i sistemi navigati, rispetto alle tecniche free-hand (22). Lo studio eseguito con TAC postoperatoriamente, ha però evidenziato una differenza media di 3.2° nella antiversione della coppa, rispetto ai dati intraoperatori, imputando il difetto alla differente inclinazione del bacino (pelvic-tilt), durante l'intervento e successivamente durante l'esame. Ciò ha evidenziato uno dei problemi della navigazione. Ossia, i dati anatomici del paziente assunti in posizione supina, spesso variano in ortostatismo, come appunto varia l'inclinazione del bacino, modificando così l'allineamento del nostro impianto acetabolare. Infatti Wolf ha dimostrato come la differenza nella antiversione dell'acetabolo, a seconda che l'acquisizione dei reperi ossei sia stata eseguita in posizione supina o sul fianco, possono variare anche di 8° (da -4° a -4°), supponendo perciò, almeno il 25% dei casi fuori da questo range, ma sempre con risultati migliori rispetto alla tecnica free-hand (23,24).

A soluzione di questo problema, sono i nuovi software per la navigazione che, attraverso modelli matematici, saranno in grado di considerare automaticamente la diversa inclinazione del bacino a seconda della posizione del paziente (25,26).

Altro problema è rappresentato dall'accuratezza dell'acquisizione dei reperi ossei, percutaneamente, soprattutto nei pazienti obesi. Fuiko, infatti, suggeriva che per ogni 10 mm di errore nell'identificazione della SIAS, l'inclinazione della componente acetabolare possa variare di 2° , mentre 5 mm di errore, possono fare variare di 2° l'antiversione dell'acetabolo (27). In conclusione, i dati forniti dalla letteratura potrebbero essere riassunti con il concetto che la navigazione imageless è accurata, soprattutto per l'abduzione, mentre per l'antiversione è migliore rispetto alla tecnica

free-hand e, soprattutto, rappresenta una tecnica riproducibile a prescindere dall'esperienza chirurgica. Questo, certamente, è un settore "work in progress".

Nostra esperienza nella navigazione combinata di stelo ed acetabolo. Esistono pochi studi, in letteratura, che hanno pubblicato dei risultati sul posizionamento dello stelo femorale, utilizzando la navigazione, e nessuna valutazione sulla dismetria degli arti (28,29,30) e sull'off-set..

In realtà, questo dovrebbe essere l'unico campo certo, in quanto, qualsiasi lettore dovrebbe essere in grado di identificare la modifica pre e post intervento dei due diodi, infissi nell'osso del bacino e del femore.

Proprio per questo, ci siamo limitati ad studio match-paired tra i 2 gruppi di protesi d'anca con stelo a conservazione del collo e modulare: uno con il computer e l'altro senza, focalizzando l'attenzione sulla dismetria degli arti post intervento, l'off-set e due dati clinici, relativi alla funzione articolare ed al numero di lussazioni.

44 pazienti con protesi totale d'anca (THR) a conservazione del collo (Metha – Aesculap Braun), tra aprile 2006 e gennaio 2008, sono stati inclusi nello studio. Tutti i pazienti avevano un indice di massa corporea inferiore a 35. Pazienti con displasia dell'anca, dismetria maggiore di 2 centimetri oppure gravi deformità della testa o collo femorale, sono stati esclusi, perché non candidati ideali per questo impianto.

Ventidue pazienti, con tecnica computer assistita (Orthopilot 3,1, Aesculap, Tuttelingen; Germania), sono stati inclusi nel gruppo A. Ogni paziente in questo gruppo è stato abbinato a un paziente operato con tecnica tradizionale (gruppo B). I pazienti sono stati abbinati per età (differenza massima +/- 3 anni), sesso, livello di artrosi, diagnosi pre-operatoria e dismetria pre-operatoria (differenza massima +/- 0,3 centimetri). La lunghezza dell'arto coinvolto è stato pari o inferiore a quello del controlaterale, in tutti i casi. In entrambi i gruppi è stato utilizzato l'accesso postero-laterale ed il cotile a press fit (Plasma-Cup, B. Braun Aesculap, Tuttlingen; Germania). La durata dell'intervento chirurgico è stata documentata. Le misurazioni, pre e post-operatorie degli arti e l'off-set femorale, sono state effettuate, utilizzando radiografie digitali, come descritto da Woolson et al. (31) con il software della radiografia digitale IMPAX (Agfa-Gevaert, NV, Stati Uniti d'America). All'ultimo follow up, sono state determinate le misure tra il pre e post-operatorio dell'off-set femorale. Tutte le radiografie sono sempre state acquisite con un protocollo standardizzato, utilizzando lo stesso ingrandimento. Tale protocollo è stato, rigidamente rispettato, nel corso dello studio e le radiografie sono state ripetute, qualora un errore fosse stato rilevato. Tutti le immagini radiografiche sono state valutate da un radiologo indipendente, all'originale procedura.

La deambulazione con supporti e carico precoce, è stata incoraggiata, in tutti i pazienti, in terza giornata. Tutti gli episodi di lussazione della protesi sono stati documentati. Con un follow up minimo di 3 mesi, i pazienti sono stati valutati con l'Harris Hip Score.

L'analisi statistica è stata condotta con l'ausilio di SPSS per Windows Release 11.0 (SPSS Inc, Chicago, Ill, Stati Uniti d'America). I dati sono stati rappresentati come media e deviazione standard, per le variabili di risposta e come percentuali di variabili discrete. Le differenze tra i due gruppi sono state rilevate da un medico estraneo al processo con il T di Student di prova o di Mann-Whitney non parametrico di prova, sulla base dei dati di distribuzione variabili.

I due gruppi erano omogenei: nessuna differenza, statisticamente significativa, nei dati demografici. Non c'erano differenze significative di dismetria pre-operatoria tra i 2 gruppi. La media della dismetria pre-operatoria era 0,9 centimetri del gruppo A e di 1,1 centimetri nel gruppo B. In entrambi i gruppi, la diagnosi pre-operatoria è stata di artrosi primaria in 18 pazienti, necrosi avascolare in 3 pazienti, e un caso di artrosi post-traumatica. La media di follow-up è stata rispettivamente di 10,8 e 11,6 mesi. Non sono state riscontrate complicanze intraoperatorie, in entrambi di questi gruppi. Nel gruppo A, è stata utilizzata una testa femorale in ceramica da 32 millimetri, in 20 casi, mentre una da 28 millimetri, è stata usata in 2 casi. Nel gruppo B, una testa femorale da 32 millimetri in ceramica, in 19 casi, mentre in 3 casi è stata utilizzata una testa in ceramica da 28 millimetri. Abbiamo registrato: la variabilità del collo, inclinazione, antiversione, lunghezza, tempi chirurgici, dismetria, off-set. Nel gruppo A, il tempo chirurgico è stato, statisticamente, più a lungo, con una media di 102,6 minuti, rispetto a 87,7 minuti, nel gruppo B, cute-cute. Nel gruppo computer-assistito la dismetria media, post-operatoria, è stata di 0,4 centimetri, rispetto a 0,8 centimetri, nel gruppo a mano libera. Questa differenza è stata statisticamente significativa. Nessun caso post-operatorio di dismetria con un aumento di lunghezza di 1cm, è stato osservato, nel gruppo A. Nel gruppo B una dismetria post-operatoria, maggiore di 1,0 centimetro, è stata osservata in 2 pazienti (9%). In nessuno dei due gruppi la dismetria ha superato i 2 centimetri. Analizzando la tipologia dei colli modulari utilizzati, nel gruppo computer assistito abbiamo riscontrato una maggiore variabilità nei tipi utilizzati (Tab 1) rispetto ad un prevalente utilizzo di colli neutri nel gruppo free-end (Tab 2), forse anche a testimoniare la possibilità di ripristino di una migliore anatomia del collo nel gruppo computer assistito. Nessun segno di riassorbimento osseo o affossamento è stato segnalato all'ultimo follow up. Il ripristino dell'off set femorale è stato, significativamente, migliore nel gruppo computer-assistito. La differenza tra l'off-set femorale pre e post-operatorio è stata inferiore nel gruppo A, rispetto a quello a mano libera. Questa differenza è risultata statisticamente significativa.

Non ci sono state differenze, statisticamente significative, nel Harris Hip Score, tra i due gruppi e tutti i pazienti hanno espresso soddisfazione del risultato. La media della Harris Hip Score è stata, rispettivamente di 90,1 e 89. Nessun caso di lussazione della protesi è stato osservato nel gruppo A. Nel gruppo B, un paziente ha subito una lussazione traumatica a seguito di un incidente d'auto, 7 mesi dopo l'intervento chirurgico.

Discussione e Conclusioni: Un divertente studio di Ala e collaboratori (32) mostra chiaramente come i chirurghi ortopedici, anche se esperti, non sempre abbiano una percezione precisa di come stiano impiantando una componente acetabolare. In questo studio in cui veniva chiesto al chirurgo di quantificare i gradi di orientamento della protesi appena eseguita, viene mostrato come, dopo un riscontro TAC post operatorio, l'errore tra presunzione e realtà del posizionamento raggiungeva valori enormi. Quindi la necessità di un navigatore non è poi così remota. Se poi, aggiungiamo la serie di informazioni, riguardanti la lunghezza dell'arto, l'off set, il range di movimento, l'impingment delle componenti, sia di prova che definitive, il quadro diventa molto interessante. Non basta, l'avvento delle protesi d'anca totale a minima invasività (THR), la conservazione del collo, il risparmio osseo dell'acetabolo, la cosiddetta Tissue Sparing Surgery, con le teste di grande diametro, hanno ristretto lo spazio articolare. Tanto toglie, tanto mette, così è sempre più facile incorrere nella complicità dell'allungamento dell'arto e sempre più importante conoscere quant'è lo spazio. Cosa che il computer ti fornisce, tramite un diodo infisso nell'acetabolo ed uno sul femore. Uno dei motivi di questo cambiamento è dovuto al più frequente uso di protesi articolari nei pazienti giovani e attivi. In questo gruppo di soggetti preservare il bone-stock diventa più importante in quanto la possibilità di una procedura di revisione è aumentata, in considerazione dell'età (28).

Molteplici studi hanno dimostrato che un miglior posizionamento dell'impianto acetabolare può essere realizzato, utilizzando la navigazione nelle THR (13, 14, 15, 16), mentre pochissimi sono gli studi che analizzano la combinazione di stelo e cotile. La navigazione dello stelo, a nostro avviso, ha cambiato l'interesse per l'utilizzo del computer, nell'anca. Se si possono discutere i tanti problemi relativi ai dati dell'acetabolo, di sicuro i rapporti tra due trackers, espressi in numeri, sono più convincenti. La navigazione, infatti, è in grado di valutare la distanza e le modifiche tra i due, esprimendo consigli sulla migliore angolazione e lunghezza del collo, nonché dimensione della testa, per il perfetto off-set femorale, ROM e metria di quell'anca. Questo ha dimostrato il nostro studio. Ed anche questi parametri rientrano nel concetto di mini invasività vera e non legata alla lunghezza dell'incisione, spesso causa di complicanze disastrose.

Riteniamo infine riportare quali siano, a nostro giudizio, gli aspetti negativi, ancora presenti in questa procedura chirurgica:

- Il maggior tempo richiesto ed i costi del set up.
- Il possibile blocco del computer navigatore. Chiunque abbia esperienza di navigazione chirurgica sa bene come questi computer siano rigidi nelle loro impostazioni di base e possano talvolta non permettere al chirurgo di navigare. Ciò tuttavia non impedisce di proseguire l'intervento con tecnica free-hand tradizionale.
- La non corrispondenza tra dati visivi-tangibili sul campo e i dati forniti dal navigatore. In questo caso è buona norma sospendere la procedura. In genere si tratta di uno spostamento dei diodi emettitori, non saldamente ancorati all'osso. Alcuni sistemi riconoscono questa evenienza e bloccano la procedura automaticamente.

Per concludere, riteniamo che il “Grillo Parlante” in sala operatoria aiuti, veramente, il chirurgo nell'accuratezza del posizionamento delle componenti protesiche, elemento fondamentale per la sopravvivenza delle protesi dell'anca. Il controllo della dismetria, dell'impingment, dell'off set e del range di movimento, ci fanno prevedere la sua presenza, in sala operatoria, sempre più routinaria e apprezzata, spalancando le porte ad una problematica medico-legale enorme nel contenzioso con i pazienti, che ci vedrà impegnati a dibattere nei prossimi anni.

Bibliografia

- 1 Huo MH, Parvizi J, Bal BS, Mont MA; Council of Musculoskeletal Specialty Societies (COMSS) of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Sep;90(9):2043-55.
- 2 Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, Watson G, Dolovich AT. Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. *J Arthroplasty.* 1998 Jan;13(1):80-4
- 3 Seyler TM, Lai LP, Sprinkle DI, Ward WG, Jinnah RH. Does computer-assisted surgery improve accuracy and decrease the learning curve in hip resurfacing? A radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Aug;90 Suppl 3:71-80
- 4 Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Dec;(405):46-53. Review
- 5 Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Mar;60(2):217-20
- 6 Nishii T, Sugano N, Miki H, Koyama T, Takao M, Yoshikawa H. Influence of component positions on dislocation: computed tomographic evaluations in a consecutive series of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004 Feb;19(2):162-6
- 7 Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stöckl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Jun;87(6):762-9. Review
- 8 Kwon MS, Kuskowski M, Mulhall KJ, Macaulay W, Brown TE, Saleh KJ. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Jun;447:34-8. Review
- 9 Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Nov;(344):179-87
- 10 Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty.* 2005 Jan;20(1):11-9
- 11 Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Dec;(429):102-7
- 12 Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Dec;(393):52-65

- 13 Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, Watson G, Dolovich AT. Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. *J Arthroplasty*. 1998 Jan;13(1):80-4
- 14 Saxler G, Marx A, Vandeveld D, Langlotz U, Tannast M, Wiese M, Michaelis U, Kemper G, Grützner PA, Steffen R, von Knoch M, Holland-Letz T, Bernsmann K. The accuracy of free-hand cup positioning--a CT based measurement of cup placement in 105 total hip arthroplasties. *Int Orthop*. 2004 Aug;28(4):198-201. Epub 2004 May 15
- 15 DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M, Simon DA, Morgan F, Moody JE, Nikou C, Colgan BD, Aston CA, Labarca RS, Kischell E, Kanade T. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. *Clin Orthop Relat Res*. 1998 Oct;(355):8-22
- 16 McKibbin B. Anatomical factors in the stability of the hip joint in the newborn. *J Bone Joint Surg Br*. 1970 Feb;52(1):148-59. No abstract available
- 17 Stiehl JB, Heck DA. Computer-assisted surgery: basic concepts. *Instr Course Lect*. 2008;57:689-97. Review
- 18 Lin F, Lim D, Wixson RL, Milos S, Hendrix RW, Makhsous M. Validation of a computer navigation system and a CT method for determination of the orientation of implanted acetabular cup in total hip arthroplasty: a cadaver study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008 Oct;23(8):1004-11
- 19 Wixson RL. Computer-assisted total hip navigation. *Instr Course Lect*. 2008;57:707-20. Review
- 20 Kalteis T, Handel M, Herold T, Perlick L, Baethhis H, Grifka J. Greater accuracy in positioning of the acetabular cup by using an image-free navigation system. *Int Orthop* 2005; 29, 5: 272-276
- 21 Stiehl JB, Heck DA, Jaramaz B, Amiot LP. Comparison of fluoroscopic and imageless registration in surgical navigation of the acetabular component. *Comput Aided Surg*. 2007 Mar;12(2):116-24
- 22 Kalteis T, Handel M, Balthis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J. Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation? *J Bone Joint Surg Br*. 2006 Feb;88(2):163-7
- 23 Wolf A, DiGioia AM 3rd, Mor AB, Jaramaz B. Cup alignment error model for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2005 Aug;(437):132-7
- 24 Wolf A, DiGioia AM 3rd, Mor AB, Jaramaz B. A kinematic model for calculating cup alignment error during total hip arthroplasty. *J Biomech*. 2005 Nov;38(11):2257-65

- 25 Dorr LD, Hishiki Y, Wan Z, Newton D, Yun A. Development of imageless computer navigation for acetabular component position in total hip replacement. *Iowa Orthop J.* 2005;25:1-9
- 26 Babisch JW, Layher F, Amiot LP. The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Feb;90(2):357-65
- 27 Fuiko R, Kotten B, Zettl R, Ritschl P. The accuracy of palpation from orientation points for the navigated implantation of knee prostheses *Orthopade.* 2004 Mar;33(3):338-43. German
- 28 Lazovic D, Kaib N. Results with navigated bicontact total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2005; 28:S1227-S1233
- 29 Mainard D. Navigated and nonnavigated total hip arthroplasty: results of two consecutive series using a cementless straight stem. *Orthopedics.* 2008 Oct;31(10 Suppl 1): 22-26
- 30 Confalonieri N, Manzotti A, Montironi F, Pullen C. Leg length discrepancy, dislocation rate, and offset in total hip replacement using a short modular stem: navigation vs conventional freehand. *Orthopedics.* 2008 Oct;31(10 Suppl 1): 35-29
- 31 Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty.* 1999 Feb;14(2):159-64
- 32 Ala, Eddine T.; Migaud, H.; Chantelot, C.; Remy, F.; Duquennoy, A. Is There Interest Of Computer Assistance To Improve The Reliability In Positioning The Components Of Total Hip Arthroplasty? Comparison Of Intra-Operative Findings And Post-Operative Ct-Scan Measurements. *Journal Of Bone & Joint Surgery - British Volume.* 83-B Supplement II:156, 2001.
- 33 Mor, A. B.; Moody, J. E.; Labarca, R. S.; Sell, D. M.; Nikou, C.; Omer, A. Z.; Jaramaz, B.; Digioia, A. M. III Accuracy Assessment Framework For Surgical Navigation Systems: An Example. *Journal Of Bone & Joint Surgery - British Volume.* 86-B Supplement I:17, 2004.

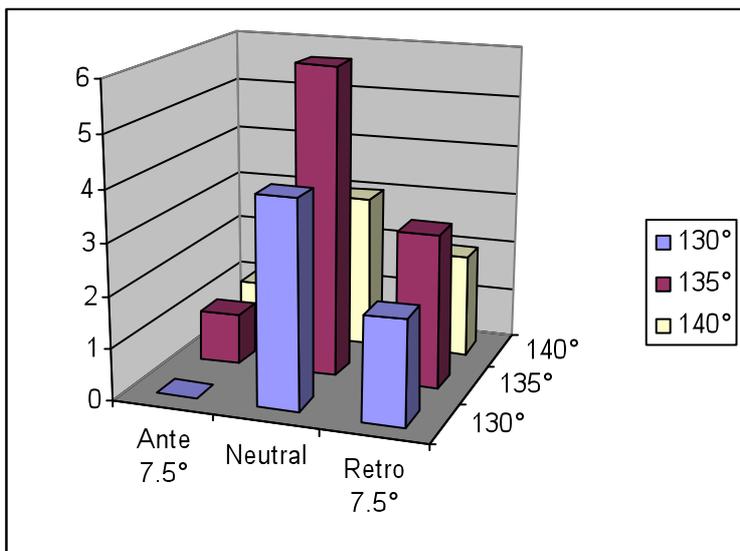


Tabella 1 (Gruppo CAS)

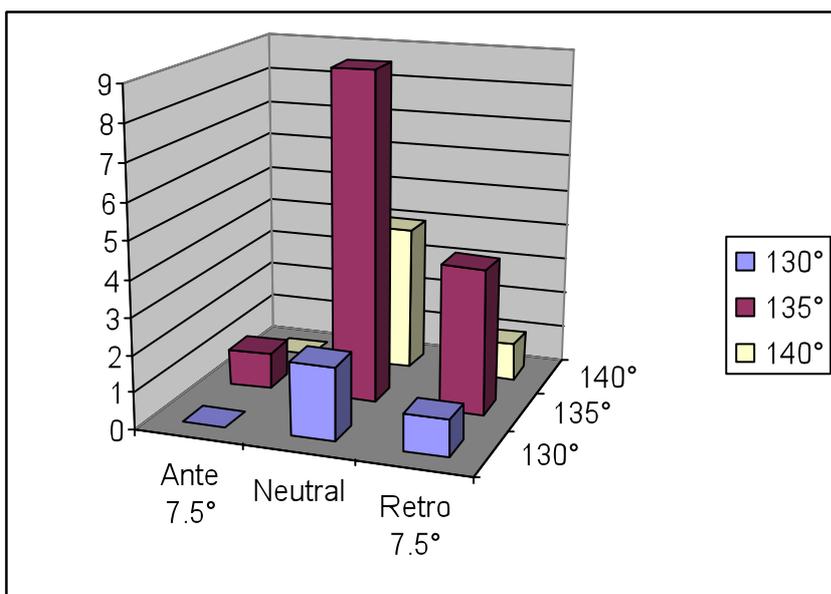


Tabella 2 (Gruppo free-end)

Legenda Fotografie:

Fig 1: Screen shot durante la navigazione del cotile

Fig 2: Screen shot durante la navigazione dello stelo

Fig 3: Screen shot finale con indicazioni del ROM, dismetria e ripristino del centro di rotazione

Fig 4: Esempi di differenti inclinazioni del piano pelvico con susseguenti variazioni della posizione dell'acetabolo

Fig 5: Screen shot durante la navigazione di stelo modulare senza l'utilizzo di pin femorale

