



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI GENOVA



Università degli Studi di Genova

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-Infantili

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici

A.A. 2016/2017

Campus Universitario di Savona

RECUPERO FUNZIONALE DOPO INTERVENTO DI PROTESI TOTALE D'ANCA MONOLATERALE E BILATERALE

Candidato:

**Dr. ALESSANDRO GIANCARLO LOTHAR
BARBAGLIA**

Relatore:

Prof. Marco Testa

Università degli Studi di Genova
Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche
Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze
Materno-Infantili
Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici
A.A. 2016/2017
Campus Universitario di Savona

Elaborato finale di:
Alessandro Giancarlo Lothar Barbaglia

Relatore: Chiar.mo Prof. Marco Testa

RECUPERO FUNZIONALE DOPO INTERVENTO DI PROTESI TOTALE D'ANCA MONOLATERALE E BILATERALE

Introduzione: Le procedure chirurgiche di protesi totale d'anca (PTA) monolaterale e bilaterale rappresentano un trattamento efficace e risolutivo per una serie di patologie a carico dell'articolazione coxo- femorale. Oltre alla rimozione del dolore, l'obiettivo della chirurgia è il completo recupero funzionale. Questo può avvenire anche grazie a meccanismi adattativi dell'arto non affetto. La chirurgia di PTA bilaterale non permette questi meccanismi adattativi e l'osservazione clinica induce a ipotizzare che, in questa condizione, i meccanismi di recupero dell'arto operato siano più efficienti. Nessuno studio ha verificato se questa condizione facilita il recupero funzionale post-chirurgico. Obiettivo dello studio è confrontare il recupero funzionale dei pazienti operati a una sola anca rispetto a quelli operati bilateralmente.

Obiettivo: L'obiettivo dello studio è indagare il recupero motorio e funzionale dell'arto inferiore in pazienti sottoposti ad intervento di PTA monolaterale rispetto a pazienti sottoposti ad intervento di PTA bilaterale nella stessa procedura. Nel dettaglio, l'obiettivo primario è rivolto alla valutazione della stabilità posturale durante il mantenimento della stazione eretta tramite stabilometria. Gli obiettivi secondari sono stati valutare, tramite analisi del cammino, lo studio dei parametri spazio-temporali. E' stata esaminata inoltre anche la loro abilità locomotoria tramite il Time Up and Go Test e la loro percezione di dolore tramite la Numeric Rating Scale

Materiali e Metodi: 20 pazienti (età media; peso) dell'età compresa tra i 45 i 65 anni, sono stati ammessi all'interno del nostro Istituto per la Protesi totale d'anca bilaterale (n = 10; età media; peso) e Protesi d'Anca monolaterale (n = 10; età media; peso), tra il giugno 2017 e aprile 2018. Dopo l'intervento chirurgico, i pazienti hanno eseguito lo stesso programma di riabilitazione sotto la supervisione degli stessi fisioterapisti. Tutti i pazienti sono stati valutati per la simmetria nella loro distribuzione di peso degli arti inferiori (indice di distribuzione del peso corporeo- BWDSI) e per la stabilità posturale (centro globale di lunghezza di pressione del Trace-Lot; Centro di pressione lunghezza della traccia dell'arto interessato-lot) durante una prova stabilometrica di 45 secondi, eseguita con gli occhi aperti (OE) e chiusi (CE). L'abilità deambulatoria inoltre è stata valutata attraverso un test cronometrato (TUG).

La simmetria nella distribuzione del peso corporeo e la stabilità posturale sono state valutate prima della chirurgia (T0), dopo tre giorni post-intervento (T1) e sette (T2) giorni post-intervento, mentre la deambulazione è stata valutata soltanto il giorno pre -intervento e sette giorni dopo l'intervento.

Risultati: Nessuna differenza significativa è stata riscontrata nelle misurazioni fra i due gruppi a T0, tranne il lot-CE che era maggiore nel gruppo protesi bilaterale. Il modello ANOVA ha rilevato una differenza significativa fra i due gruppi nella distribuzione del peso corporeo durante lo stato di OE (BWDSI-OE) per il gruppo bilaterale- tha. Una lunghezza più corta della traccia della COP è stata osservata nel gruppo Tha – unilaterale in OE e nella condizione di CE (Lot-OE; Lot-CE). Al contrario, non è stata osservata alcuna differenza significativa per la lunghezza della traccia COP degli arti colpiti nelle condizioni OE e CE (lotal-OE; Lotal-CE). Il Tug, l’NRS e l’analisi della deambulazione non hanno mostrato differenze statisticamente significative tra i due gruppi.

Conclusioni: In fase acuta postoperatoria, i pazienti che subiscono un intervento di Tha bilaterale, hanno mostrato una migliore distribuzione del peso corporeo ma una simile stabilità posturale e una simile dinamica deambulatoria rispetto ai pazienti che hanno subito un intervento di Tha Monolaterale; non sono state inoltre riscontrate differenze significative riguardo il dolore e il TUG.

A tutti coloro che
hanno creduto in me
sostenendomi
sempre....

Alla mia Famiglia,
a Mamma, Papà ed Eleonora.

Alla nonna Franca e al nonno Giancarlo

INDICE	Pagina
Capitolo 1	
INTRODUZIONE	5
Capitolo 2	
STRUTTURA E FUNZIONE DELL'ANCA	7
2.1 Anatomia dell'articolazione Coxo-femorale.....	7
2.2 Superfici Articolari.....	8
2.3 Approfondimenti Radiografici: Angolo di Wiberg.....	9
2.3.1 Anca Displasica.....	9
2.4 Capsula Articolare.....	10
2.5 Apparato Legamentoso.....	11
2.6 Labbro Acetabolare.....	13
2.7 Collo femorale.....	15
2.7.1 Femoral Acetabolar Impigement.....	15
2.8 Apparato muscolare.....	17
2.8.1 Osteocinematica dell'Anca.....	19
2.8.2 L'anca e il cammino.....	20
Capitolo 3	
PROTESI TOTALE D'ANCA.....	22
3.1 Introduzione.....	22
3.2 Fissazione cementata e non cementata.....	23
3.3 Approcci chirurgici.....	23
3.3.1 Approcci chirurgici Standard.....	24
3.4 Protesi d'anca monolaterale e Bilaterale: Approfondimenti.....	24
Capitolo 4	
OBIETTIVI DELLO STUDIO.....	26

Capitolo 5	MATERIALE E METODI.....	27
	5.1 Protocollo di studio.....	27
	5.1.1 Disegno dello studio.....	27
	5.1.2 Caratteristiche cliniche e demografiche.....	28
	5.2. Valutazione Stabilometrica.....	28
	5.3 Scale di Valutazione.....	35
	5.3.1 Time Up and Go Test.....	35
	5.3.2 Numeric Rating Scale (NRS).....	34
	5.4. Analisi del cammino.....	37
	5.5 Analisi delle variabili demografiche e fisioterapiche.....	39
	5.6 Abbandono dello studio.....	39
Capitolo 6	RISULTATI.....	40
	6.1 Stabilometria.....	40
	6.2 Valori delle medie e delle deviazioni standard.....	42
	6.2.1 T0 Monolaterali e Bilaterali.....	42
	6.2.2 T0-T2 Monolaterali.....	43
	6.2.3 T0-T2 Bilaterali.....	44
	6.2.4 T2 Monolaterali e Bilaterali	45
Capitolo 7	DISCUSSIONE.....	46
	7.1 Discussione dei dati clinici.....	46
	7.2 Discussione dei dati relativi alla Stabilometria.....	46
	7.3 Discussione dei dati relativi all'analisi dei parametri Spazio-temporali del cammino.....	48
	7.4 Considerazioni Finali.....	49
Capitolo 8	CONCLUSIONI.....	50
	8.1 Limiti dello studio.....	51
Capitolo 9	BIBLIOGRAFIA.....	52
	SITOGRAFIA.....	59

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE

L'articolazione coxo – femorale, costituita dall'epifisi prossimale del femore e dal bacino, ha la funzione di sopportare il peso del corpo e trasmetterne le forze attraverso l'articolazione dell'anca (1).

Essa ha un ruolo fondamentale per la deambulazione e la stabilità del nostro corpo, si è visto che uno stadio iniziale di artrosi può influenzare la normale stabilità dell'anca e nel complesso anche la stabilità dell'intero organismo, aumentandone il rischio di cadute (2). L'anca è la seconda più grande articolazione del corpo umano, con il suo contributo primario alla locomozione, è esposta a numerosi rischi traumatici o non traumatici: indipendentemente dalla patologia iniziale, avremo sempre una diminuzione del range di movimento, inizio di dolore ed impotenza funzionale, un cambiamento della biomeccanica deambulatorio (3). Con l'aumento dell'età media della popolazione, sono aumentati gli interventi di artro-protesi d'anca data la correlazione tra aumento dell'età- riduzione densità mineraria dell'osso, sottolineando il funzionamento post-intervento. Permane tuttavia ancora il dibattito secondo il quale gli anziani che subiscono l'operazione raggiungono gli stessi risultati dei soggetti più giovani (4): questo studio ha dimostrato che i soggetti anziani ottengono un recupero funzionale identico ai soggetti più giovani ma questo beneficio deve essere equilibrato contro il rischio aumentato di complicazioni mediche postoperatorie, l'aumentata difficoltà in ambito riabilitativo ed infine l'aumentato rischio di mortalità. Le procedure chirurgiche di protesi totale d'anca (PTA) monolaterale e bilaterale rappresentano un trattamento efficace e risolutivo per una serie di patologie a carico dell'articolazione coxo - femorale. Oltre alla rimozione del dolore, l'obiettivo della chirurgia è il completo recupero funzionale. Questo può avvenire anche grazie a meccanismi adattativi dell'arto non affetto. La chirurgia di PTA bilaterale non permette questi meccanismi adattativi e l'osservazione clinica induce a ipotizzare che, in questa condizione, i meccanismi di recupero dell'arto operato siano più efficienti. Nessuno studio ha verificato se questa condizione facilita il recupero funzionale post-chirurgico pertanto l'obiettivo primario di questo studio è confrontare il recupero funzionale dei pazienti operati di protesi d'anca monolaterale rispetto a quelli operati bilateralmente, metterne a confronto i risultati affinché si possa capire quale dei due interventi risulti più efficace in termini di recupero funzionale. L'intervento chirurgico di protesi totale d'anca (PTA) rappresenta un trattamento efficace e risolutivo per una serie di patologie a carico dell'articolazione coxofemorale, migliorando significativamente il livello funzionale e la qualità di vita dei pazienti affetti, grazie al ritorno alle normali attività della vita quotidiana (5) (6).

Il perfezionamento delle tecniche chirurgiche ha reso possibile, in pazienti con coinvolgimento di entrambe le articolazioni coxofemorali, l'applicazione di tale procedura bilateralmente nel corso di un unico intervento chirurgico (7). L'impianto di PTA bilaterale durante la stessa procedura sembra inoltre non essere associato ad un incremento della mortalità e delle complicanze postoperatorie rispetto alla medesima procedura eseguita in due momenti differenti della vita del paziente (8) (9) (10).

L'ipotesi che vi sia un miglior sfruttamento del potenziale motorio residuo, quando non sono possibili strategie adattative, è stata ampiamente dimostrata nel recupero funzionale dei soggetti con emiparesi (11). In questo caso, l'applicazione di restrizioni al movimento dei segmenti corporei appartenenti all'emisoma sano e l'uso intensivo di quelli affetti, si sono dimostrati efficaci nel favorire il recupero motorio e funzionale di questi ultimi (12). Alcuni autori suggeriscono la possibilità di applicare approcci simili anche in presenza di altre condizioni patologiche (13) (14).

CAPITOLO 2

STRUTTURA E FUNZIONE DELL'ANCA

2.1 Anatomia dell'articolazione Coxo-femorale:

Parlando dell'articolazione Coxo-femorale, illustreremo in primo luogo la componente articolare, poi andremo ad analizzare la componente capsulo-legamentosa ed infine spiegheremo il sistema muscolare legato a tale articolazione, cercando di confrontare ogni struttura presa in esame con la letteratura scientifica.

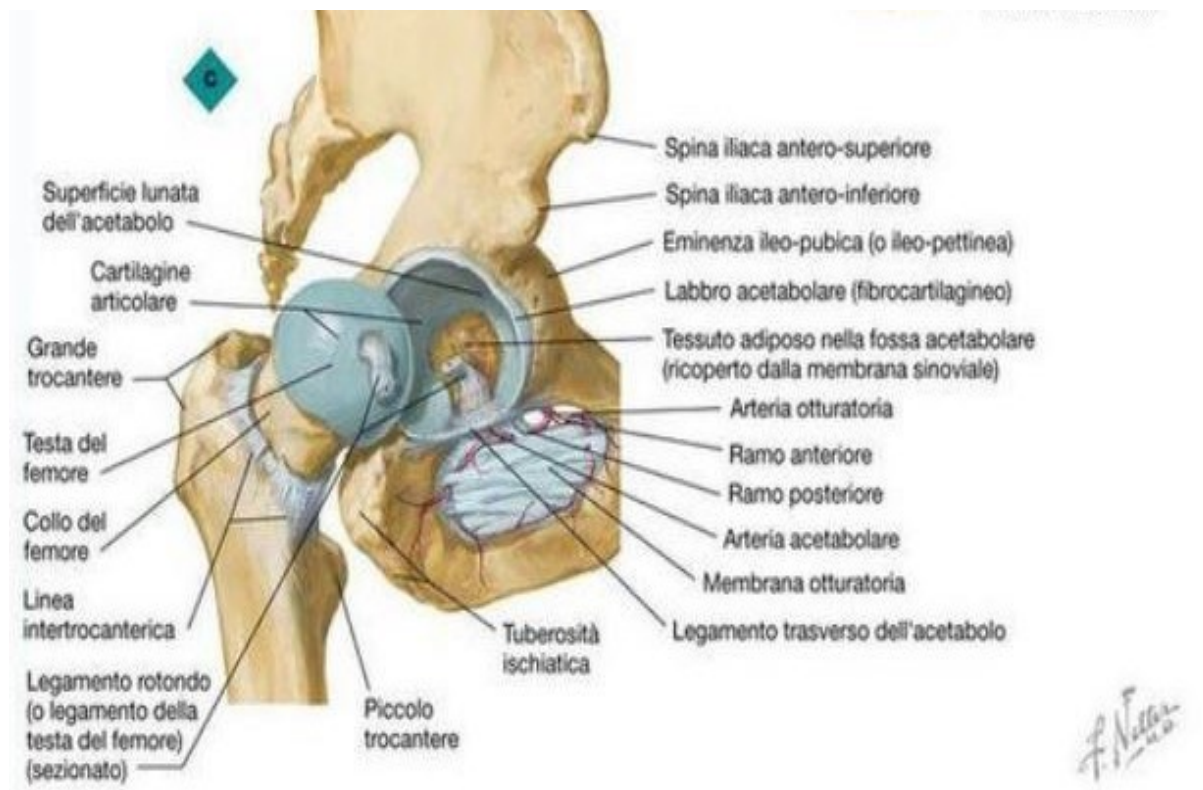


Immagine n. 1

Immagine dal libro: Netter. Atlante di Anatomia Umana, Frank H. Netter, Ed Edra, 2014

L'anca è un'enartrosi a solido incastro sferoidale triassiale, abbiamo 6 gradi libertà lungo e attorno a tre assi/piani di movimento:

-Piano sagittale

-Piano frontale

-Piano orizzontale (vedi immagine n.2)

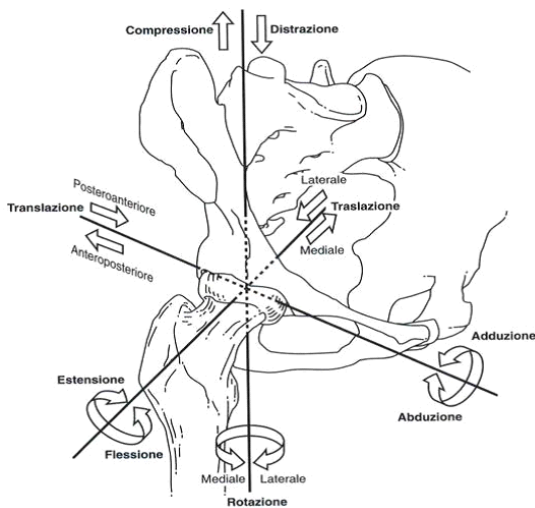


Immagine 2

Immagine dal libro: “Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

L'articolazione coxo-femorale è costituita dalla testa del femore e dalla cavità acetabolare della pelvi. E' sostenuta da una capsula articolare resistente, rinforzata dai legamenti ileo-femorale, pubo- femorale ed ischio-femorale. Le due articolazioni dell'anca sono collegate l'una all'altra attraverso le ossa pelviche ed alla colonna vertebrale attraverso le articolazioni sacro- iliache e lombo- sacrali. (15) (16).

2.2 Superficie Articolari:

La parte concava dell'articolazione dell'anca, l'acetabolo, è localizzata nella regione laterale del bacino ed è orientata lateralmente, anteriormente ed inferiormente. (vedi immagine 1). L'acetabolo è reso più profondo da un anello fibro – cartilagineo, il labbro acetabolare. La cartilagine articolare è a forma di ferro di cavallo, essendo più spessa nella regione laterale dove sono trasmesse maggiori forze di carico. La porzione centrale della superficie acetabolare non è articolare.

La controparte convessa dell'osso è rappresentata dalla testa sferica del femore che è orientata anteriormente, medialmente e verso l'alto (immagine n.3)

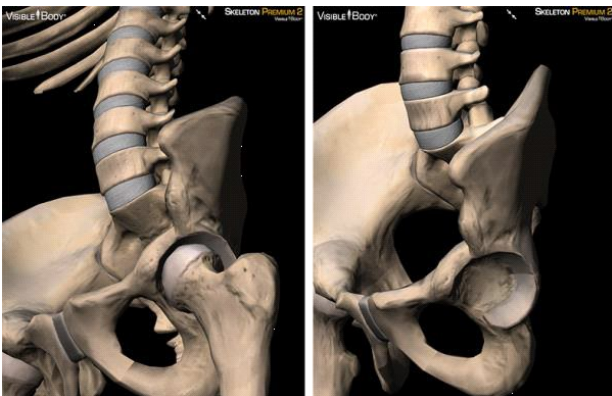


Immagine n.3

Immagine dal libro: Netter. Atlante di Anatomia Umana, Frank H. Netter, Ed Edra, 2014

Le forme delle superfici articolari dell'articolazione dell'anca e le proprietà di resistenza della capsula e dei legamenti, così come la muscolatura dell'anca, rendono l'articolazione mobile e stabile per compiti funzionali che richiedono ampi range di movimenti combinati, come nello squat, nell'allacciarsi le scarpe da seduti, nell'alzarsi da una sedia o nel camminare.

2.3 Approfondimenti Radiografici: Angolo di Wiberg:

Cosa dobbiamo conoscere in più dell'articolazione coxo femorale? Possiamo avere informazioni grazie agli esami strumentali che possono dirci quanto può essere mobile un'anca. Vedi immagine n.4

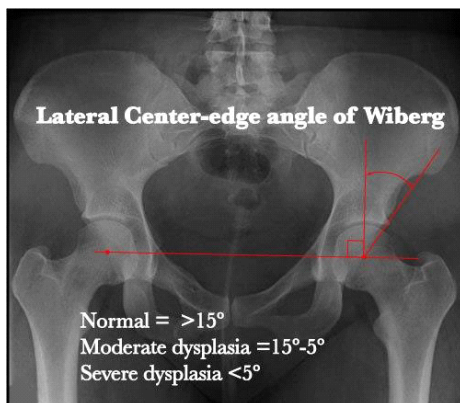


Immagine n.4

Immagine tratta dal sito www.eorif.com

In particolare, prendiamo in considerazione l'angolo di Wiberg che ci permette di valutare la copertura della testa femorale. Cosa si intende per copertura della testa femorale? Se il tetto acetabolare copre maggiormente la testa del femore, l'articolazione sarà più stabile ma probabilmente meno mobile, rispetto a quando l'angolo di Wiberg sarà minore e quindi ci sarà meno copertura, avremo maggiore mobilità, ma probabilmente anche una minor stabilità.

L'angolo di Wiberg, confermato dal seguente studio (17), normalmente dovrebbe essere $>15^\circ$. Per calcolare tale angolo bisogna prendere in considerazione il centro di rotazione della testa femorale e la tangente che passa sul margine più prominente del tetto acetabolare.

Quindi praticamente viene disegnata una retta che passa in modo tangente al tetto acetabolare e che passa per il centro di rotazione della testa del femore e un'altra che è verticale sul centro di rotazione.

2.3.1 Anca Displasica:

Se invece avremo un angolo più piccolo, che va dai 5° ai 15° (quindi si riduce la copertura della testa femorale) allora avremo un'anca che potremo cominciare a definire displasica e che quindi sarà meno stabile e che avrà più forze di taglio per quanto riguarda la componente del labbro acetabolare. Andrà dunque a stressare di più il tetto acetabolare durante la fase di carico e questo può quindi comportare una

lesione del labbro acetabolare e un'eccessiva usura della componente superiore dell'acetabolo a livello cartilagineo, che quindi diventerebbe predisponente per particolari patologie da over-use.

Questa è una misura che noi possiamo tenere in considerazione per valutare come potrebbe essere l'articolazione del nostro paziente. In un'anca displasica la copertura è decisamente minore, c'è senz'altro una deformazione della testa e comunque sappiamo che l'anca displasica ha minor superficie articolare dell'acetabolo e provoca un incremento delle forze a livello della superficie cartilaginea che aumentano anche del 270% rispetto ad un'anca considerata normale; si può avere un'ipertrofia del labbro acetabolare con conseguente probabilità di avere altre problematiche al livello di questa struttura. Vedi immagine n. 5

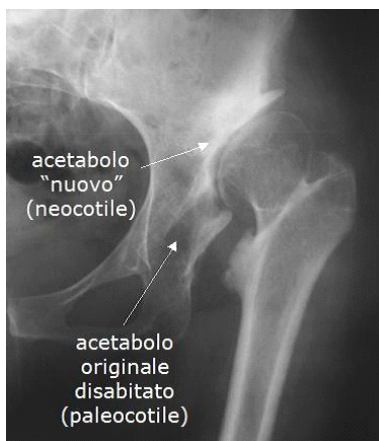


Immagine n.5

Immagine tratta dal sito www.eorif.com

2.4 Capsula Articolare:

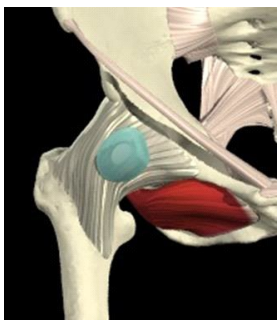


Immagine n.6

Immagine dal libro: Netter. Atlante di Anatomia Umana, Frank H. Netter, Ed Edra, 2014

La capsula articolare è una struttura molto robusta, soprattutto nella parte anteriore perché deve limitare un'eccessiva traslazione e un eccessivo movimento verso la parte anteriore (immagine n.6). Essa ha una forma cilindrica e anteriormente si inserisce sulla linea inter-trocanterica. A livello posteriore (immagine 7) invece non avvolge completamente il collo perché viene definita extra capsulare perché la conformazione della capsula ha un andamento non parallelo e si mette in tensione quando portiamo il femore in estensione. In flessione questa si detende però possiamo portarla anche in intra-rotazione per dare più tensione alla componente posteriore.

Probabilmente questa conformazione deriva da un residuo della posizione quadrupedica. La funzione principale della capsula articolare è pertanto garantire la stabilità all'articolazione, aumentandone la superficie di appoggio tra testa del femore e cavità acetabolare.

Una lesione della capsula articolare può portare a lungo andare ad una vera e propria degenerazione articolare, comportando principalmente limitazione nel range di movimento ma soprattutto instabilità, come dimostrato dal seguente studio (18).



Immagine n.7

2.5 Apparato Legamentoso:

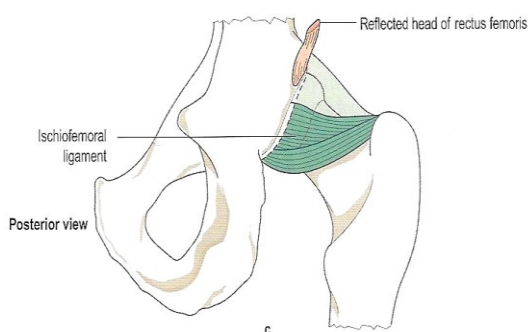


Immagine n.8

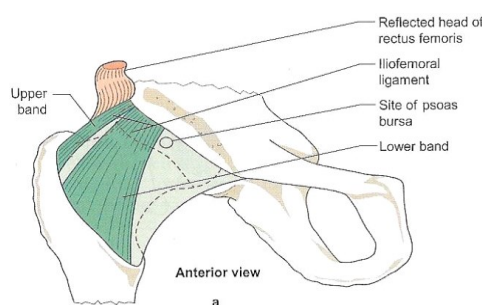


Immagine n.9

Immagini dal libro: "Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

Tra i legamenti principali dell'articolazione coxo femorale ritroviamo il principale che è rappresentato dall'Ileo femorale, il più robusto, sul quale si concentrano la maggior parte delle forze della capsula. Il legamento Ileo Femorale possiede una base triangolare con apice sulla parte superiore, si inserisce sulla SIAI e sulla rima acetabolare, la parte centrale è più debole e per questo è noto come legamento ad Y rovesciata (o di Bigelow); il legamento rotondo non sembra contribuire in maniera significativa alla stabilità dell'anca e quindi la stabilità viene data prevalentemente dalla capsula, dal labbro acetabolare e da questo legamento che blocca un'eccessiva traslazione anteriore.

Poi c'è anche l'inserzione in alto su questo legamento ed è quello che è il retto femorale; infatti un altro elemento che può aiutare a dare stabilità alla coxo femorale nella traslazione anteriore è la componente muscolare. Il legamento Ischio Femorale è posteriore e segue anch'esso l'andamento della capsula.

E' a forma di spirale, origina dal corpo dell'ischio dell'acetabolo e si inserisce sulla parte posteriore del collo femorale.

(immagine n. 10)

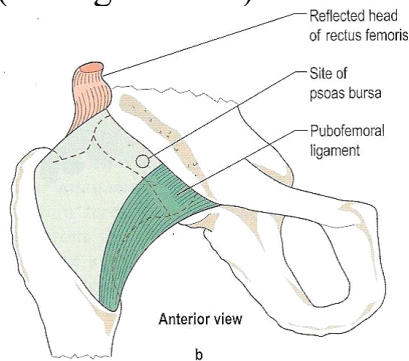


Immagine n.10

Immagine dal libro: "Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

Infine, il terzo legamento è il Pubo Femorale che rinforza la parte anteriore e inferiore della capsula; superiormente invece c'è la parte più debole della capsula dove passa il tendine dell'ileo psoas: in tale zona va ricordato, è presente la borsa anatomica. Andiamo ora ad analizzare nel dettaglio come tali legamenti vengono messi in tensione a secondo del movimento che viene svolto. In posizione eretta questi legamenti sono moderatamente in tensione, quindi non sono completamente detesi, anche se in flessione d'anca si detendono, sia nella parte anteriore che posteriore, ciò è spiegato dalla loro conformazione anatomica a spirale. In estensione invece si mettono in tensione specialmente quello anteriore, l'ileo femorale, che ha un andamento quasi verticale (19). In adduzione abbiamo visto che si tende la parte superiore dell'ileo femorale, mentre l'ischio femorale e il pubo femorale si rilassano. Viceversa succede in abduzione (20): si mettono in tensione gli ultimi due (l'ischio femorale e il pubo femorale; quest'ultimo in misura maggiore poiché abbiamo visto che si inserisce nella parte inferiore della capsula) e si detende l'ileo femorale; in rotazione esterna si tendono i legamenti anteriori, l'ileo femorale (21) e il pubo femorale, mentre si rilassa l'ischio femorale; viceversa in rotazione interna. Questo significa che se troviamo una rigidità a seconda della componente anteriore o posteriore sappiamo quali legamenti possiamo mettere in tensione in relazione al movimento osteo- cinematico. Quindi quando troviamo un'ipo-mobilità della coxo femorale, possiamo fare movimenti osteocinematici per andare ad allungare la capsula ed eventualmente le componenti legamentose che, come abbiamo detto, sono un rinforzo della capsula articolare.

2.6 Labbro Acetabolare:

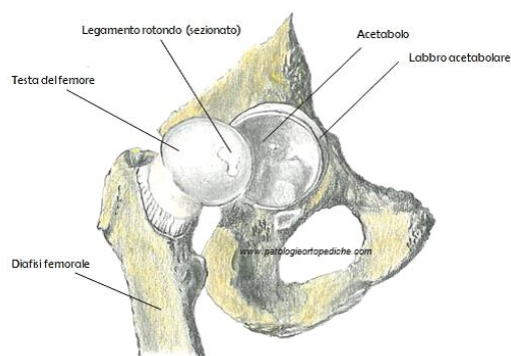


Immagine n. 11

Immagine dal libro: Netter. Atlante di Anatomia Umana, Frank H. Netter, Ed Edra, 2014

Il labbro acetabolare (immagine n.11) è una struttura importante per quanto riguarda l'articolazione coxo femorale e contribuisce al 22% dell'intera superficie articolare dell'anca (22). Quindi quasi $\frac{1}{4}$ della superficie totale dell'appoggio dell'acetabolo è costituita dal labbro acetabolare; aumenta di $\frac{1}{3}$ il volume di contenimento della testa femorale e questo ci spiega il fatto che una lesione dell'acetabolo riduce notevolmente quella che è la superficie di appoggio della testa femorale sull'acetabolo. E' contiguo al legamento acetabolare trasverso (che è quello che lo tiene attaccato alla superficie ossea) e permette di dissipare le elevate forze di contatto a tutti gli angoli di pressione della coxo femorale a causa della sua grande elasticità (23) (24).

Questo studio (25) ha dimostrato quanto il labbro acetabolare, contribuisca alla stabilità dell'anca: se dovessimo trovare una lesione del labbro acetabolare sappiamo che la stabilità può essere notevolmente compromessa. Infatti hanno prelevato da cadavere delle articolazioni coxo femorali e hanno provato a trazarle per 1 mm, per 3 mm e per 5 mm

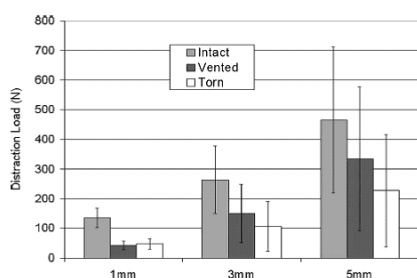


Fig 5. A bar chart showing the average load required to distract the femur 1 mm, 3 mm, and 5 mm for in each labral condition (intact, vented, torn).

Immagine n.12

ed hanno simulato 3 situazioni, in cui nella prima (quella in grigio chiaro) c'era un labbro acetabolare intatto, parzialmente rotto e rotto e sulla linea della variabile indipendente (quella della distrazione) ritroviamo la forza che serve per distrarre di 1 mm, 3 mm, 5 mm l'anca. Si vede che quando il labbro acetabolare è intatto servono notevoli forze, che invece diminuiscono in modo evidente quando questo è rotto; quindi contribuisce in maniera decisiva alla capacità di stabilizzare e compattare l'articolazione dell'anca (ancor più dei legamenti).

Fa da barriera anche al liquido sinoviale quindi sigilla, la sua assenza può aumentare del 40% l'effetto di addensamento cartilagineo e quindi quando c'è una rottura del labbro, sappiamo che le forze sulla componente cartilaginea aumentano e, in seguito a questo addensamento, ci sarà un effetto negativo sull'osso sub condrale; in più ci sarà un incremento del 92% di stress da contatto femorale sulla superficie acetabolare senza labbro (quindi aumenta notevolmente il contatto e di conseguenza la pressione); questo genere di lesione è presente soprattutto negli atleti che fanno movimenti di carico e rotazione, perché vanno a spingere la testa femorale soprattutto nella sua componente antero-superiore e il labbro si può lesionare.

Un altro studio ha indicato le aree di contatto (in caso di lesione acetabolare), dove si concentrano di più durante la fase di cammino quindi non durante la prestazione sportiva. (immagine n. 13)

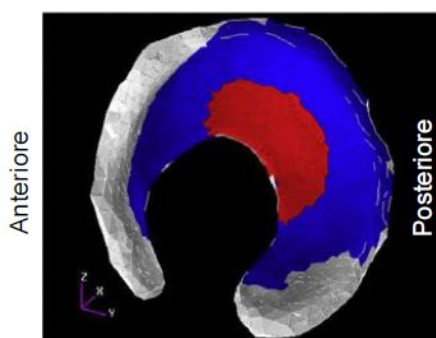


Immagine n.13

Nella porzione rossa c'è la massima pressione della testa femorale sull'acetabolo, nella parte blu abbiamo una pressione minore e in quella grigia una ancora minore o completamente assente. Quindi quando si cammina premiamo prevalentemente su questa zona dell'acetabolo. Questa è la zona dove eventualmente possiamo avere, dopo le lesioni, maggior addensamento cartilagineo o effetti negativi sull'osso sub condrale. La nostra attenzione sarà maggiormente più concentrata quando andiamo a valutare gli esami strumentali, dove sappiamo che possono essere visibili segni di usura precoce a livello dell'articolazione.

2.7 Collo femorale:

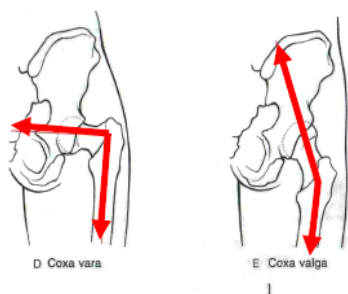


Immagine n.14

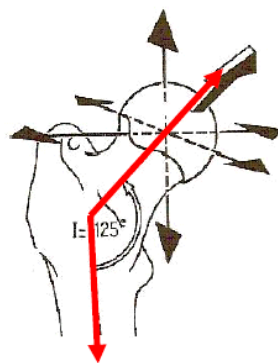


Immagine n.15

Immagini dal libro: "Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

Il collo femorale presenta un angolo di inclinazione specifico che solitamente è di 125° (immagine n.15). Quando abbiamo un angolo di inclinazione diverso, possiamo avere una coxa vara o una coxa valga. Quali sono le principali conseguenze? Una coxa vara presenta un angolo minore di 125° quindi può portare a minor mobilità, vantaggio degli abduttori perché aumenta la distanza tra il centro del femore e il trocantere; gli abduttori hanno un braccio di leva favorevole quindi avremo probabilmente un'anca più forte e più stabile rispetto ad una coxa valga (immagine n.14). Le forze di taglio sono più forti nella coxa valga perché se abbiamo una compressione che viene dal basso, la parte che viene sollecitata maggiormente è quella superiore che è anche la componente che può usurarsi più facilmente rispetto al caso della coxa vara dove si distribuisce il carico su una superficie più ampia.

2.7.1 Femoral Acetabolar Impingement:

Quando l'angolo è inferiore o maggiore a 125° , si può andare in contro ad una patologia molto frequente nei giovani di cui si sta discutendo molto negli ultimi anni (27), il cosiddetto FAI (femoral acetabolar impingement o conflitto femoro acetabolare), perché probabilmente è minore lo spazio durante l'abduzione o la flessione che deve percorrere il femore per venire a contatto con il tetto acetabolare rispetto a questa situazione. Un'altra componente anatomica che possiamo valutare che ci può dare un'idea su come potrebbe comportarsi l'anca del paziente è l'angolo di torsione del collo femorale. Abbiamo detto che il collo femorale è leggermente in antiversione (solitamente + inclinato in avanti di circa 15°). Se invece abbiamo una maggiore o minore antiversione, potremmo avere una maggior escursione anteriore perché c'è minor copertura quindi il labbro acetabolare probabilmente può essere maggiormente stressato nella sua componente anteriore però probabilmente troveremo anche quello che chiamiamo impingement posteriore perché qui lo spazio tra il collo e l'acetabolo è minimo rispetto a quello che abbiamo qua. Quindi potrebbe essere che nel Faber test, (un test dove portiamo in flessione abduzione ed extra-rotazione) vengano a contatto tra due superfici ossee in modo precoce si vede se abbiamo un angolo di torsione femorale maggiore; mentre se abbiamo un angolo di

torsione femorale minore avremo maggiori forze di compressione sulla parte centrale dell'acetabolo e quindi avremo maggiore stabilità.

Un'altra misura che si valuta e che può essere interessante è l'offset femorale (che è abbastanza correlato con l'angolo femorale) cioè la distanza tra il centro di rotazione della testa e l'asse diafisario. Anche in questo caso ci sono 2 fattori che possono influenzare: l'inclinazione dell'angolo cervico diafisario e la lunghezza del collo femorale; non è una misura assoluta: alcuni studi (28) (29) hanno trovato misure che possono essere considerate normali (che variano da un minimo di 24 mm a un massimo di 56 mm) ma se è presente un offset più ampio tra questi 2 punti, si può avere un maggior braccio di leva degli abducenti, quindi una migliore funzionalità come nella coxa vara, quindi avremo un'anca più stabile; avremo inoltre un aumento del R.o.m. perché c'è maggiore distanza pertanto un arco più ampio di mobilità che faccia in modo che le due componenti ossee vengano a contatto, quindi meno probabilità di incorrere in un FAI; se invece abbiamo una distanza più breve il soggetto ha più probabilità di incorrere in un FAI. Quindi sono tutti elementi anatomici che possiamo derivare dagli esami strumentali che possono farci pensare alle diverse patologie a cui può andare incontro il soggetto. Il femoral acetabular impingement può essere di 2 tipi: di tipo CAM e di tipo Pincer. (immagine n.16)

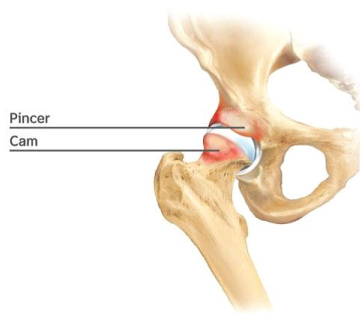


Immagine n. 16

Immagine dal libro: "L'esercizio Terapeutico", Kisner and Colby, Ed. Piccin 2010

Il primo lo otteniamo quando abbiamo un ridotto offset e l'impatto del collo femorale avviene sul bordo dell'acetabolo dando una lesione o un'avulsione del labbro acetabolare rendendo pertanto l'anca meno stabile andando comunque incontro a tutti quei processi di overuse precoce dell'articolazione dell'anca; il secondo tipo di FAI viene definito Pincer ed è caratterizzato da eccessiva copertura acetabolare quindi con impatto del tetto acetabolare sulla testa/collo del femore.

2.8 Apparato muscolare:

Sull'articolazione dell'anca agiscono 22 muscoli, dei quali 7 con funzioni anche sul ginocchio. Tutti i muscoli hanno almeno un'origine sul bacino e la maggior parte si inseriscono sul femore. Ci limiteremo a fare una suddivisione che, salvando gli aspetti della distribuzione topografica, risulta essere più vicina ad una classificazione funzionale.

Dividiamo i muscoli ad azione sull'articolazione dell'anca in:

- posteriori;
- anteriori;
- mediali.

I posteriori, divisi in superficiali e profondi, sono il m. grande, medio e piccolo gluteo, m. tensore della fascia lata, il m. bicipite femorale, il m. semitendinoso e il m. semimembranoso fra i superficiali, dove il m. grande gluteo risulta il più superficiale e il più esteso, il m. tensore della fascia lata il più laterale, il m. semimembranoso e m. semitendinoso i più mediali. I posteriori profondi più ventrali sono rappresentati dal m. piriforme, dal m. otturatore interno ed esterno, dal m. gemello superiore ed inferiore, dal m. quadrato del femore dove i meno profondi sono il piriforme, m. otturatore interno e il m. quadrato del femore. (vedi immagine n. 17)

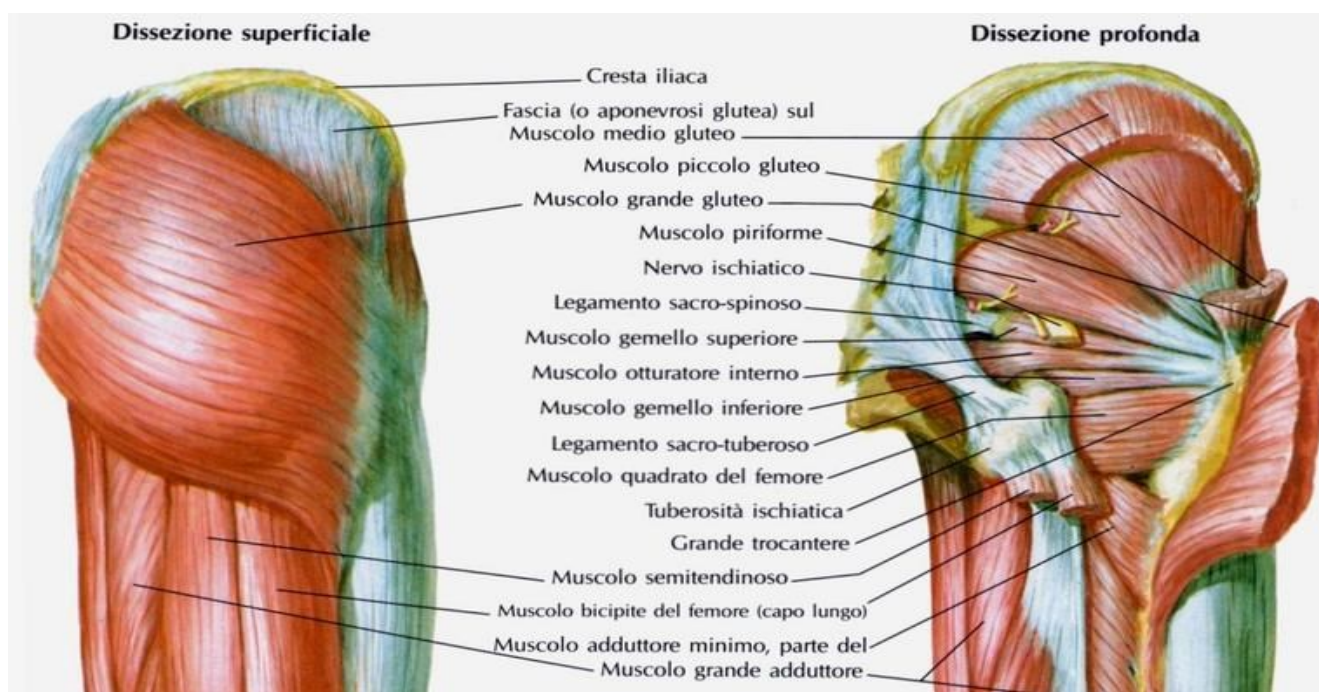


Immagine n. 17

Immagine dal libro: Netter. Atlante di Anatomia Umana, Frank H. Netter, Ed Edra, 2014

I muscoli Anteriori sono il m. ileo-psoas, il m. retto femorale, il m. sartorio e il m. pettineo. (immagine n. 18)



Immagine n. 18

Immagini tratte dal sito: www.joyplanet\muscoli.it



Immagine n.19

I muscoli mediali sono il m. adduttore grande, il m. adduttore minimo, il m. adduttore breve, il m. adduttore lungo e il m. gracile. Questi due ultimi sono stati raggruppati secondo la loro origine dall'ischio e dal pube da laterale a mediale: occorre, tuttavia, tener conto che il m. adduttore grande, pur essendo fra gli omonimi quello che ha l'origine più laterale, possiede due altre origini, una sull'ischio più mediale e l'altra sul pube. (immagine n. 19)

2.8.1 Osteocinematica dell'Anca:

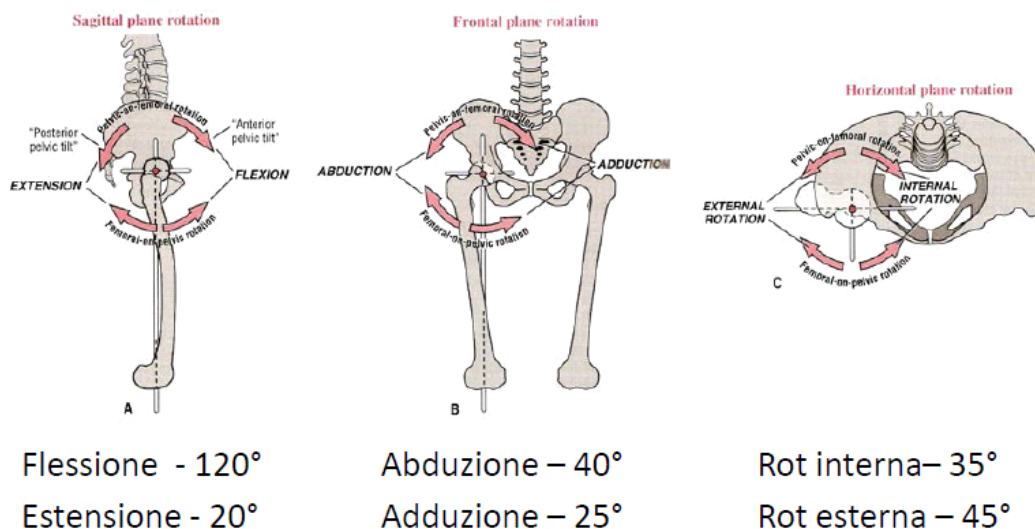


Immagine n.20

Immagini dal libro: "Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

Durante molte attività, come la deambulazione, gli squat, sia il bacino che il femore si muovono, pertanto i meccanismi articolari possono essere descritti dal movimento del femore nell'acetabolo o della pelvi che si muove sul femore.

A livello femorale, la testa convessa del femore scivola in direzione opposta al suo movimento fisiologico. Perciò, durante la flessione e l'intra-rotazione dell'anca, la superficie articolare scivola posteriormente; durante l'estensione e l'extra-rotazione scivola anteriormente; con l'abduzione scivola in basso; con l'adduzione in alto.

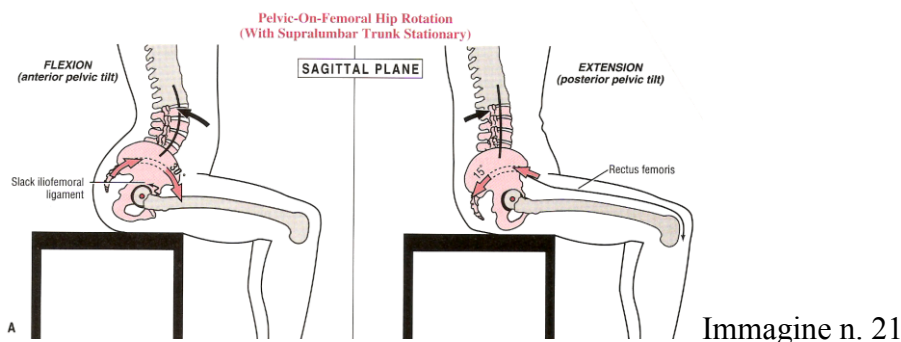
Quando l'arto inferiore è stabilizzato distalmente, come nella stazione eretta o nella fase d'appoggio della deambulazione, la cavità acetabolare concava si muove sulla testa femorale convessa, in modo tale che l'acetabolo scivoli nella stessa direzione del bacino. Il bacino è collegato in catena cinetica chiusa, perciò quando si muove, vi sarà un movimento a livello di entrambe le articolazioni dell'anca e della colonna lombare. La contrazione eccentrica della muscolatura dell'anca causa il movimento del bacino. I flessori dell'anca causano un'inclinazione in avanti del bacino; gli estensori, un'inclinazione posteriore; gli abduttori ed adduttori, un'inclinazione laterale. I muscoli adibiti alla rotazione, eseguono quella che viene definita rotazione pelvica. Per prevenire l'eccessivo movimento del bacino, quando si muove il femore, esso dev'essere stabilizzato dai muscoli addominali, dall'ereettore spinale, dal multifido e dal quadrato dei lombi. Le spine iliache anteriori e superiori del bacino si muovono anteriormente ed inferiormente e, così, si avvicinano alla parte anteriore del femore, quando il bacino ruota in avanti intorno all'asse trasverso dell'articolazione dell'anca.

Questo comporta la flessione dell'anca e l'iperestensione della colonna lombare: i muscoli responsabili di tale movimento sono i flessori dell'anca e gli estensori del

rachide. In posizione eretta, l'asse di gravità del tronco cade anteriormente all'asse dell'articolazione dell'anca;

l'effetto è un movimento di tilt pelvico anteriore, la cui stabilità è data dai muscoli addominali ed estensori dell'anca. (immagine 21)

Le spine iliache postero-superiori del bacino si muovono posteriormente ed inferiormente, così da avvicinarsi alla parte posteriore del femore quando il bacino ruota indietro attorno all'asse delle articolazioni dell'anca, comportando l'estensione dell'anca e la flessione della colonna lombare. I muscoli responsabili di questo movimento sono gli estensori dell'anca ed i flessori tronco. In posizione eretta, l'asse di gravità del tronco cade posteriormente all'asse delle articolazioni dell'anca, l'effetto è un movimento di tilt posteriore (immagine n.21). La stabilità dinamica è data dai flessori dell'anca e dagli estensori del rachide e la stabilità passiva del legamento ileo-femorale.



Immagini dal libro: "Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

2.8.2 L'anca e il cammino:

Durante il normale ciclo del passo, l'anca esegue un'escursione articolare di 40° in flesso/estensione (da 10° di estensione nella fase di appoggio terminale a 30° di flessione a metà dell'oscillazione ed al contatto iniziale). Si hanno anche una certa inclinazione pelvica laterale e un ab/adduzione dell'anca di 15° (10° di adduzione al contatto iniziale; 5° di abduzione all'inizio dell'oscillazione); intra/extrarotazione dell'anca e del bacino, per un totale di 15° di movimento sul piano trasversale (picco di intr-rotazione alla fine del carico; picco di extra-rotazione alla fine della pre-oscillazione). La perdita di uno qualunque di questi movimenti influenza la fluidità dello schema del passo. (31)

I muscoli flessori dell'anca ne controllano l'estensione alla fine della fase di appoggio, poi si contraggono in modo concentrico per iniziare la fase di oscillazione. In presenza di una perdita di funzione dei flessori, si ha quindi uno sbandamento posteriore del tronco all'inizio dell'oscillazione.

Contratture dei flessori dell'anca prevengono la sua completa estensione durante la seconda metà della fase di appoggio; la lunghezza del passo è ridotta. Per compensare, il soggetto aumenta la lordosi o cammina con il tronco flesso in avanti,

I muscoli estensori dell'anca controllano la flessione durante il contatto iniziale del piede al suolo ed il grande gluteo inizia l'estensione dell'anca (31). In presenza di una perdita di funzione dei muscoli estensori, si ha uno sbandamento posteriore del tronco al contatto del piede per lo spostamento del centro di gravità dalla parte posteriore del tronco all'anca. Contratture del grande gluteo possono comportare una riduzione dell'escursione articolare nella fase finale di oscillazione quando il femore va in avanti, o il soggetto può anche compensare ruotando il bacino più avanti. L'arto inferiore può ruotare verso l'esterno per la componente di rotazione esterna del muscolo o il grande gluteo può mettere maggiore tensione sulla bendelletta ileo-tibiale attraverso la sua inserzione provocando l'irritazione della parte laterale del ginocchio per l'eccessiva attività.

Gli abductori dell'anca controllano l'inclinazione pelvica laterale durante l'oscillazione dell'arto contro laterale, garantendone la fondamentale funzione di stabilità quando l'arto interessato è in carico (32). In presenza di una perdita di funzione del medio gluteo, si ha uno spostamento laterale del tronco verso il lato più debole durante la fase di appoggio mentre il contro laterale oscilla (immagine n.22). Questo spostamento laterale si ha anche in caso di coxalgia perchè minimizza la forza di torsione a livello dell'articolazione dell'anca durante il carico. Il tensore della fascia lata funziona anche come abductore e può contrarsi ed influenzare negativamente sul cammino.

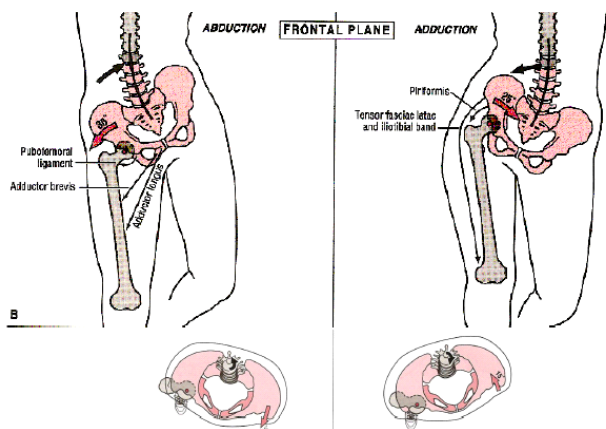


Immagine n.22

Immagini dal libro: "Il movimento Umano applicato alla rieducazione e alle attività sportive, Vincenzo Pirola, Ed. Edi-Ermes, 2012

CAPITOLO 3

PROTESI TOTALE DI ANCA

3.1 Introduzione

Sono molte le metodiche chirurgiche disponibili per trattare la patologia articolare acuta e cronica ed alcune fratture dell'anca che compromettono il rifornimento vascolare alla testa del femore. Oggi giorno, lesioni di piccola e media taglia e a tutto spessore della cartilagine articolare dell'acetabolo e della testa del femore, così come altre patologie quali le lesioni del labrum acetabolare e la lassità capsulare, possono essere trattate per via artroscopica (33). Una di queste procedure, la microfrattura, consiste nel creare piccole fratture dell'osso sub condrale nell'area della lesione condrale per stimolare la crescita della fibrocartilagine che va a rimpiazzare il danno della cartilagine ialina. Uno degli interventi più ampiamente diffusi nell'artrosi severa dell'anca è la protesi totale. Vedi immagine n. 23



Immagine n.23

Immagine dal libro: “L'esercizio Terapeutico”, Kisner and Colby, Ed. Piccin 2010

La protesi totale d'anca è stata eseguita con successo sin dai primi anni Sessanta (34), (35), (36). Sir John Charnley, un chirurgo inglese, è considerato il primo ricercatore ed esecutore clinico di questa tecnica, successivamente evolutasi nell'attuale artroplastica d'anca. Una varietà di impianti, materiali e approcci chirurgici si è sviluppata e modificata in questi anni a partire dalle prime protesi (37). le attuali protesi totali sono di solito costituite da una componente femorale fatta di un metallo inerte (cobalto-cromo e titanio) e da una componente acetabolare di polietilene ad

alta densità. Altri modelli in uso sono i sistemi metallo su metallo (38) ed i sistemi che utilizzano le superfici in ceramica.

3.2 Fissazione cementata e non cementata:

L'aspetto rivoluzionario delle prime protesi totali d'anca era l'uso di cemento acrilico, metilmetacrilato, per la fissazione protesica. La fissazione con cemento ha permesso un recupero post-operatorio del carico molto precoce ed ha abbreviato il periodo della riabilitazione, mentre prima della fissazione con cemento i pazienti erano soggetti a mesi di restrizione al carico e limitazione della mobilità. La fissazione con cemento continua ad essere tuttora usata ma si è notato che ha i suoi svantaggi (39) (40). Una significativa complicanza post-operatoria, identificata qualche anno dopo che i primi interventi di protesi d'anca erano stati eseguiti, era lo scollamento asettico (biomeccanico) delle componenti protesiche a livello dell'interfaccia osso-cemento. E' stato dimostrato che questo scollamento comportava un dolore ricorrente all'anca che necessitava di una chirurgia di revisione. (41) I pazienti che più spesso sviluppavano lo scollamento erano quelli più giovani, fisicamente attivi. Al contrario si vide che lo scollamento non era particolarmente rilevante nei pazienti anziani o in quelli giovani con artrosi pluri- distrettuale e quindi con un limitato livello di attività fisica. La fissazione senza cemento è ottenuta sia con l'uso di una protesi di rivestimento poroso che permette la crescita ossea sulle superfici imperlate o tipo rete sia con una tecnica di press-fit senza cemento. I miglioramenti nelle tecniche di fissazione con cemento (42) e senza cemento (43), ed il dibattito sui benefici, le indicazioni e gli svantaggi di entrambe le forme di fissazione sono ancora in corso (44). La fissazione con cemento è usata di routine nei pazienti con osteoporosi e scarso bone stock e di solito in quelli più anziani. Al contrario, la fissazione senza cemento è la scelta più frequente nei pazienti con meno di 60 anni fisicamente attivi e con una buona qualità dell'osso. In risposta ad un basso tasso di scollamento di impianti femorali cementati ed ai continui problemi di scollamento di componenti acetabolari cementate, è stato ora proposto l'uso di una procedura ibrida, con una componente acetabolare non cementata e una protesi femorale cementata.

3.3 Approcci chirurgici:

Gli approcci chirurgici usati per guadagnare l'accesso all'articolazione coinvolta ed impiantare le componenti protesiche durante la PtA possono essere divisi in due ampie categorie: gli approcci standard e mini invasivo. Per decenni le procedure chirurgiche di artroplastica hanno previsto incisioni chirurgiche piuttosto lunghe (15-25 cm) per esporre l'articolazione. Sebbene l'outcome a lungo termine sia buono, gli approcci chirurgici standard impongono un sostanziale trauma ai tessuti molli e contribuiscono alla lunghezza del periodo di ricovero.

3.3.1 Approcci chirurgici Standard:

Sono diversi gli approcci standard che possono essere utilizzati durante le procedure tradizionali di PTA: 1 postero-laterale, 2 laterale ed 3 anteriore.

1 Postero-laterale: E' l'approccio più frequentemente usato per la PTA primaria, preserva l'integrità dei muscoli in quanto le recenti tecniche chirurgiche non prevedono il taglio del muscolo ma l'allargamento. Lo svantaggio principale di questo approccio è che all'inizio era associato alla più alta incidenza di instabilità articolare post-operatoria ed alla sub-lussazione dell'anca (45), col passare del tempo e col migliorare delle tecniche, l'incidenza legata alla lussazione ed alle complicazioni si è abbassata di netto (46). In letteratura uno studio ha dimostrato che l'approccio posteriore garantisce maggiore stabilità rispetto all'approccio laterale (47), anche se tale approccio si è dimostrato meno sicuro in termini di stabilità rispetto all'approccio anteriore (48).

2 Laterale Diretto: Questo approccio richiede una divisione longitudinale del tensore della fascia lata, lo scollamento fino a metà dell'inserzione prossimale del medio gluteo e della scissura longitudinale del vasto laterale (49). un approccio laterale potrebbe richiedere un'osteotomia del trocantere.

3 Anteriore: Questo approccio, era spesso usato nella PTA primaria. E' indicato in pazienti con squilibri muscolari secondari a ictus o paralisi cerebrale in cui la postura eretta è caratterizzata da flessione ed intra- rotazione di anca. L'approccio antero-laterale da un'eccellente stabilità dell'anca nel periodo post- operatorio ma comporta la disinserzione e la successiva ricostruzione del medio gluteo o un'osteotomia del grande trocantere per garantire un'adeguata esposizione dell'articolazione dell'anca (50) (51).

3.4 Protesi d'anca monolaterale e Bilaterale: Approfondimenti

Le procedure chirurgiche di protesi totale d'anca (PTA) monolaterale e bilaterale rappresentano un trattamento efficace e risolutivo per una serie di patologie a carico dell'articolazione coxo - femorale. Oltre alla rimozione del dolore, l'obiettivo della chirurgia è il completo recupero funzionale. Questo può avvenire anche grazie a meccanismi adattativi dell'arto non affetto. L'aumento notevole di interventi di protesi d'anca bilaterale ha fatto emergere numerosi studi a supporto di tale approccio, aprendone pertanto un dibattito riguardante quale delle due tecniche sia più efficace in termini di out- come funzionali e minori complicazioni rispetto ad un intervento di PTA monolaterale.

Il primo elemento che emerge (52) riguardante le complicazioni, è stato dimostrato che la PTA Bilaterale ha un tasso di complicazione principale pari a 7,1% in più rispetto alla protesi d'anca monolaterale, ed è emerso che le principali complicazioni sono l'embolia polmonare e la trombosi venosa profonda. I vantaggi emersi sempre in

questo studio, a favore della protesi d'anca Bilaterale riguardavano un tempo di degenza più ridotto, minori costi di gestione ed inoltre un precoce recupero riabilitativo. In questo studio (53), sono stati confrontati i risultati riguardanti a chi è indirizzata la protesi bilaterale: è emerso che i pazienti giovani ed in buona salute (Emoglobina pre- intervento 12,6 g/dl), possono essere candidati all' artroprotesi totale bilaterale, senza prevedere un aumento di complicanze e con costi più ridotti. In questo studio (54) invece, erano stati messi a confronto il recupero post PTA monolaterale e PTA bilaterale: non sono emerse grosse differenze in termini di perdite ematiche e di utilizzo di trasfusioni. Questo studio (55) conferma che le procedure di protesi d'anca bilaterale non conducono ad un più alto tasso di complicazioni o aumento il rischio di trasfusione rispetto alla protesi monolaterale, inoltre rafforza il concetto secondo il quale, la PTA bilaterale riduce i costi di gestione dei pazienti, riducendone la durata totale di soggiorno.



Immagine n.24

Immagine dal libro: “L'esercizio Terapeutico”, Kisner and Colby, Ed. Piccin 2010

Quello che è emerso dalla letteratura dimostra che negli ultimi anni stanno aumentando il numero di interventi di protesi totale di anca bilaterale: ciò che è a favore di tale approccio è sicuramente la ridotta degenza ospedaliera e i relativi costi ridotti; inoltre al paziente è garantito un ottimo out-come post-operatorio in termini di complicazioni e rischi clinici.

CAPITOLO 4

OBIETTIVI DELLO STUDIO

Attualmente non sono stati pubblicati studi che indagano il recupero motorio dell'arto inferiore e funzionale in pazienti sottoposti ad intervento di PTA monolaterale rispetto ad intervento di PTA bilaterale. L'osservazione clinica e il razionale utilizzato in ambito neuro riabilitativo inducono ad aspettarsi che, i soggetti operati di protesi bilaterale possano avere un miglior recupero funzionale e intrinseco degli arti operati, a causa dell'impossibilità di adottare meccanismi adattativi.

L'obiettivo dello studio è indagare il recupero motorio e funzionale dell'arto inferiore in pazienti sottoposti ad intervento di PTA monolaterale rispetto a pazienti sottoposti ad intervento di PTA bilaterale nella stessa procedura.

Nel dettaglio, l'obiettivo primario è rivolto alla valutazione della stabilità posturale durante il mantenimento della stazione eretta tramite stabilometria. Gli obiettivi secondari sono stati valutare, tramite analisi del cammino, lo studio dei parametri spazio-temporali. E' stata esaminata inoltre anche la loro abilità locomotoria tramite il Time Up and Go Test e la loro percezione di dolore tramite la Numeric Rating Scale. Le misure di outcome sono state rilevate il giorno prima dell'intervento chirurgico, dopo tre, dopo sette giorni da esso, tranne l'analisi del cammino e il Time Up and Go test, che non sono stati eseguiti dopo tre giorni dall'intervento.

CAPITOLO 5

MATERIALE E METODI

5.1 PROTOCOLLO DI STUDIO:

5.1.1 Disegno dello studio

È stato effettuato uno studio di tipo osservazionale prospettico. Sono stati reclutati 20 pazienti di età compresa tra i 45 e i 65 anni in attesa di intervento di Protesi totale d'anca bilaterale ($n = 10$) e Protesi d'Anca monolaterale ($n = 10$) all'interno del nostro Istituto. L'arruolamento è avvenuto tra il giugno 2017 e aprile 2018. I pazienti sono stati operati da tre chirurghi ortopedici facenti parte della stessa unità operativa di chirurgia ortopedica che effettua la stessa tecnica chirurgica, ovvero con accesso postero- laterale. Dopo l'intervento chirurgico, i pazienti hanno eseguito lo stesso programma di riabilitazione sotto la supervisione degli stessi fisioterapisti. Il programma riabilitativo era caratterizzato da due sessioni quotidiane di fisioterapia, basato sul rinforzo, esercizi per migliorare l'articolari di movimento (ROM), l'equilibrio e la funzionalità, come: camminare, effettuare le scale mediante l'utilizzo delle stampelle. I pazienti sono stati valutati il giorno prima dell'intervento, il 3° ed il 7° giorno post-intervento. L'obiettivo dello studio è indagare il recupero motorio e funzionale dell'arto inferiore in pazienti sottoposti ad intervento di PTA monolaterale rispetto a pazienti sottoposti ad intervento di PTA bilaterale nella stessa procedura.

Nel dettaglio, l'obiettivo primario è rivolto alla valutazione della stabilità posturale e della distribuzione del carico tra i due arti inferiori durante il mantenimento della stazione eretta. Gli obiettivi secondari sono la valutazione dei parametri spazio-temporali durante il ciclo del passo, la mobilità, e la percezione del dolore in stazione eretta. Inoltre, i partecipanti hanno eseguito un'analisi tridimensionale del passo, un test cronometrato (TUG), sempre eseguiti il giorno prima dell'intervento chirurgico e il settimo giorno dopo l'intervento. Le attività di valutazione sono state eseguite dallo stesso operatore, nello stesso ordine, con un periodo di riposo di 5 minuti tra ciascuno di essi. Prima della sessione di valutazione lo stesso operatore ha consegnato le istruzioni standardizzate ai partecipanti. L'analisi del cammino e le prove di stabilometria sono state filmate e registrate tramite un sistema optoelettronico a 8 telecamere. Lo studio è stato condotto nel reparto di chirurgia ortopedica dell'anca e del ginocchio e dal laboratorio di analisi del movimento di Humanitas Hospital Research. Tutti i pazienti hanno firmato il consenso informato e lo studio è stato approvato dal comitato etico interno.

5.1.2 Caratteristiche cliniche e demografiche

Criteri di inclusione:

I soggetti sono stati reclutati seguendo i seguenti criteri di inclusione dello studio:

- età compresa tra 40 e 65 anni;
- intervento di PTA in seguito ad artrosi primaria, secondaria o osteo-necrosi;
- capacità deambulatoria di almeno 50 metri senza ausili.

I criteri di **esclusione** che sono stati presi in considerazione nel presente studio sono stati:

- intervento di PTA in seguito a severa displasia (Crowe III e IV);
- anchilosi, sub-anchilosi o fusione chirurgica dell'articolazione coxofemorale;
- pregresso evento traumatico;
- pregressa osteotomia femorale e/o pelvica;
- revisione parziale o totale di pregressa PTA;
- Presenza concomitante di patologie neurologiche, internistiche o a carico del sistema muscolo scheletrico che possano influire sul recupero motorio e funzionale.
- Dismetria > 1 cm.

5.2. Valutazione Stabilometrica:

L'acquisizione stabilometrica è caratterizzata da task "occhi aperti", "occhi chiusi". Tali prove hanno avuto una durata di 50 secondi e sono state ripetute tre volte ciascuna. Nel corso di esse è stato chiesto al soggetto di mantenere la stazione eretta con i piedi posti ad una distanza inter- malleolare di 10 cm e in posizione parallela su due differenti pedane di forza (immagine 25). Le braccia dovevano essere rilassate lungo i fianchi oppure flesse al petto qualora tendevano a coprire i marker ed esclusivamente nella condizione ad occhi aperti, è stato richiesto di fissare un punto situato anteriormente all'altezza del viso e a distanza di 2 metri (immagine 26). Non sono state fornite istruzioni aggiuntive ai pazienti.

Immagine n.25, raffigurante il test stabilometria nella fase iniziale di posizionamento, scattata all'interno del Laboratorio di Analisi del movimento presso l'Humanitas Hospital Research



Immagine n.26, raffigurante il test stabilometria nella fase iniziale di posizionamento, scattata all'interno del Laboratorio di Analisi del movimento presso l'Humanitas Hospital Research

La stabilità posturale è stata esaminata tramite l'utilizzo di due piattaforme di forza (P-6000 BTS SpA) (vedi immagine n. 27), di un sistema optoelettronico a marker passivi composto da sei telecamere (Smart DX, BTS SpA) (vedi immagine n. 28 e 29).

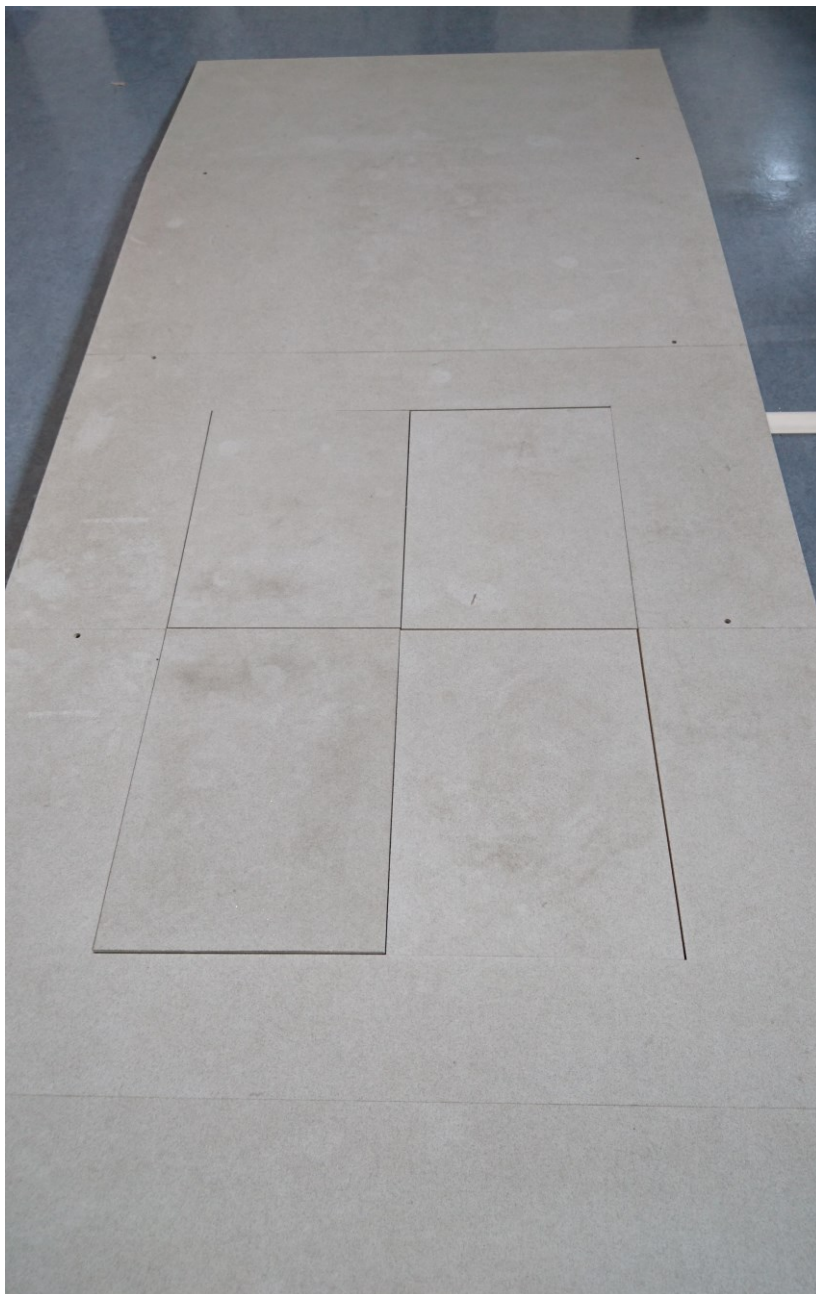


Immagine n.27 raffigurante la piattaforma di forza presso l'Humanitas Hospital Research



Immagine n.28 raffigurante il laboratorio di Analisi del Movimento presso l'Humanitas Hospital Research

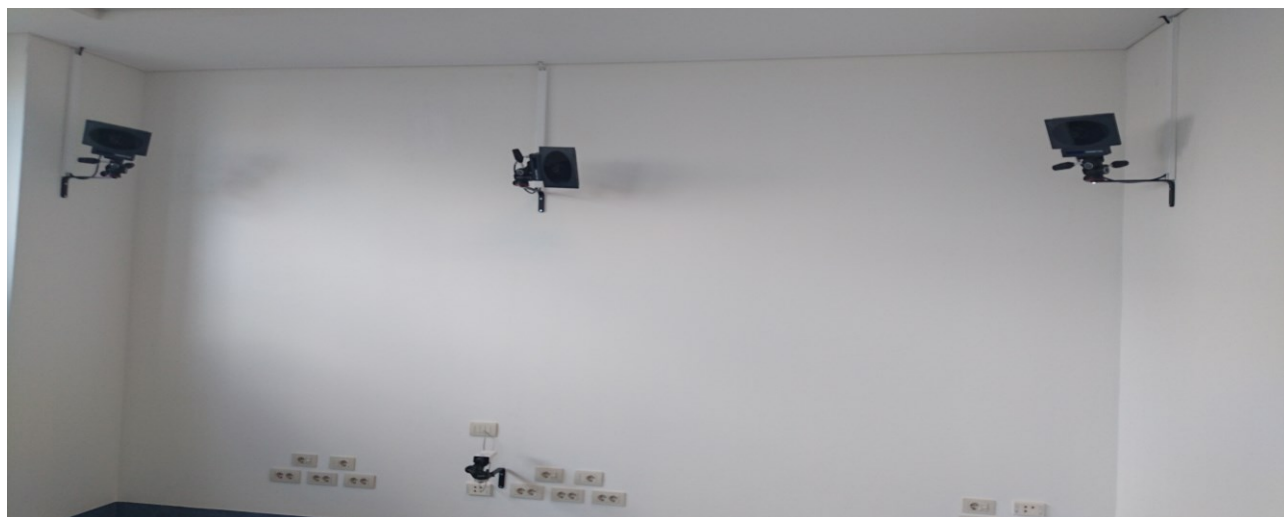


Immagine n.29 raffigurante le telecamere del laboratorio di Analisi del Movimento presso l'Humanitas Hospital Research

Le piattaforme di forza hanno consentito di stimare la percentuale di distribuzione di carico tra i due arti inferiori e lo spostamento antero-posteriore e medio-laterale del e la lunghezza della traccia (LoT) del Centro di Pressione (CoP) applicato sul terreno. Le tre componenti della forza di reazione al suolo (GRF) sotto ogni piede sono stati registrati a 200 Hz. Successivamente, i dati sono stati filtrati a 2 Hz da un filtro passa-basso e giù-campione a 20 Hz. I primi 5 secondi del compito sono stati tagliati in modo da permettere la stabilizzazione dei soggetti sulle pedane. Dai segnali di uscita, abbiamo valutato la simmetria nella distribuzione di peso degli arti inferiori usando l'indice di simmetria di distribuzione del peso corporeo (BWDSI) e la stabilità posturale usando il centro globale della lunghezza della traccia di pressione (COP-TL) e il centro della lunghezza della traccia di pressione dell'arto interessato (COP-TLal). BWDSI descrive la differenza percentuale di peso caricato sotto gli arti inferiori ed è definito dalla formula (56):

$$BWDSI = \left(\frac{Load_R - Load_L}{Load_R + Load_L} \right) * 100$$

Il carico_R e il carico_L rappresentano il peso caricato sopra gli arti inferiori di destra e di sinistra.

COP-TL e COP-TLal rappresentano la lunghezza della traiettoria del COP calcolata come la somma dello spostamento bidimensionale del COP globale e del COP sotto l'arto interessato per ogni fotogramma. Sono descritte dalla formula (57):

$$CoP - TL = \sum_{n=1}^{N-1} [(AP_{n+1} - AP_n)^2 + (ML_{n+1} - ML_n)^2]^{1/2}$$

AP e ML sono gli spostamenti anteriore-posteriore e medio-laterale del COP.

Le coordinate del marker 3D sono state campionate a 100 Hz e filtrate a 2 Hz da un filtro low-pass.

L'uso delle piattaforme di forza (P-6000 BTS, SpA) ha permettendo il calcolo della componente verticale della forza di reazione al suolo. Il sistema optoelettronico a sei telecamere (Smart DX, BTS SpA), tramite l'applicazione di marker passivi su punti di repere anatomico sempre secondo modello Davis, ha garantito l'analisi dei parametri spazio-temporali.

La valutazione dell'abilità locomotoria è stata valutata attraverso la somministrazione del Time Up and Go Test (TUG) mentre la percezione del dolore tramite la scala Numeric Rating Scale (NRS).

5.3 Scale di Valutazione:

5.3.1 Time Up and Go Test:

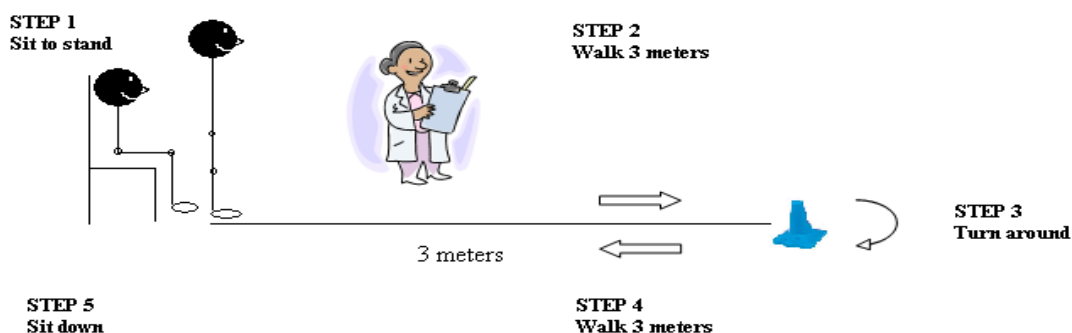


Immagine n.30

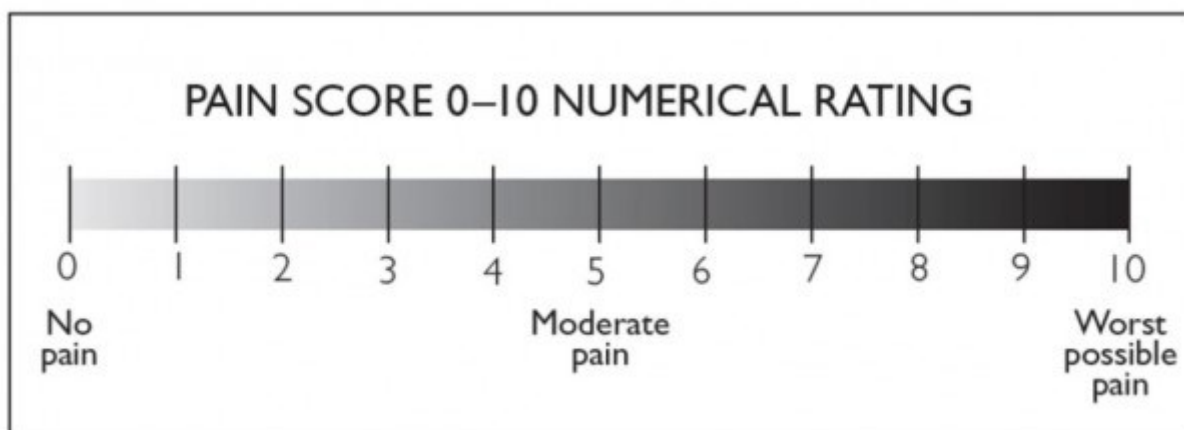
Immagine tratta dal sito: www.strokengine.ca

Il timed up and go test è un rapido test che permette di valutare il rischio di cadute in pazienti con più di 65 anni, ma può essere utilizzato su tutta la popolazione. Il test è stato proposto nel 1991 come test base per valutare la mobilità funzionale di un soggetto (58). Il TUG misura in secondi il tempo impiegato da un paziente ad alzarsi da una sedia con braccioli (altezza della seduta circa 46 cm, altezza dei braccioli 65) ed a percorrere 3 metri di cammino, girare attorno ad un “cono” e tornare indietro, sedendosi nuovamente. La performance va ripetuta 3 volte e va preso il punteggio migliore. Il paziente, durante il test, non deve essere aiutato e può utilizzare ausili per la deambulazione come bastoni o tripodi se usualmente li utilizza. Il test è molto semplice e rapido (circa 2 minuti) ed inoltre non necessita di particolare training, può essere somministrato da qualsiasi operatore. Un punteggio maggiore di 8,5”, secondo gli autori è associato ad un rischio elevato di cadute in paziente anziano residente in comunità. Molti studi sconsigliano l'uso di tale scale per identificare il rischio di caduta in reparti ospedalieri per acuti, uno fra i più recenti è australiano (59), svolto su di un campione di 160 pazienti, che citando alla lettera, sostiene che il TUG utilizzato da solo, non è in grado di identificare i pazienti a rischio di caduta in ospedale, non possedendo valori predittivi positivi per anziani ricoverati in reparti per acuti. Un altro recente studio eseguito su un campione di 800 pazienti (60) (61), tutti over 65 residenti in comunità, ha valutato le caratteristiche di questo test. Queste variano a seconda del cut- off, ma il migliore è risultato essere quello di 12”, soglia della durata della performance oltre la quale c'è il rischio caduta. Con tale cut- off sono state rilevate da questa ricerca, una sensibilità del 44%, una specificità del 58%, un valore predittivo positivo del 43% ed uno negativo del 60%. Anche questi Autori (62) rilevano una limitata associazione tra il TUG e la caduta nell'anziano e che quindi non è un test da utilizzare per prevenire le cadute in una comunità di anziani.

5.3.2 Numeric Rating Scale (NRS):

La Numeric Pain Rating Scale (NRS), è una scala di misura unidimensionale valutante l'intensità di dolore negli adulti, (63) (64) (65) sia di origine cronico che dovuto a malattie reumatiche. (66) Essa è una versione numerica segmentata della scala di Visual Analogic Scale (VAS) dove l'intervistato seleziona un numero intero (0 – 10) che riflette meglio la propria intensità del dolore. Il formato comune è una barra o una linea orizzontale, avente 11 punti che va da 0' che rappresenta un dolore estremo (67) (ad es. "nessun dolore") a '10 ' raffigurante l'altro dolore estremo (ad esempio "dolore così grave da non poter immaginare" o "dolore peggiore mai sentito" (vedi immagine 30)

Immagine n.31



Durante l'intervista, l'operatore chiede di segnalare l'intensità del dolore nelle ultime 24 h, oppure un'intensità di dolore medio. (68) La NRS può essere somministrata verbalmente (quindi anche per telefono) o graficamente per via auto-compilativa.

Vantaggi e Svantaggi:

- durata media di somministrazione < 1;
- è comprensibile e facile da compilare;
- è una scala valida ed affidabile;
- Punto di forza di questa scala misura rispetto alla VAS è che può essere somministrata sia verbalmente che per iscritto, così come la sua semplicità di Punteggio;
- Uno svantaggio è legato al fatto che valuta soltanto 1 componente legata all'esperienza e all'intensità del dolore e quindi non descrive la complessità e la natura peculiare dell'esperienza nocicettiva o del decorso naturale del sintomo.

I pazienti affetti da dolore cronico preferiscono utilizzare l'NRS rispetto ad altre misure che valutano l'intensità del dolore, compresa la VAS, grazie alla facile comprensione e alla facilità di compilazione (69).

Tuttavia, i gruppi di pazienti con low back pain cronico e l'osteoartrosi sintomatica del ginocchio e dell'anca (OA), hanno trovato che la NRS è inadeguata nel descrivere la complessità e la natura dell'esperienza nocicettiva, non riuscendo a descrivere nei dettagli il suo decorso naturale. (70) (71)

5.4. Analisi del cammino

La prova di analisi del cammino prevede quattro acquisizioni nelle quali sarà richiesto al soggetto di camminare a velocità spontanea lungo una piattaforma della lunghezza di 5 metri. I marker (immagine 32) sono stati posizionati su punti di repere anatomico secondo il modello Davis e consentiranno di ricostruire la cinematica articolare di pelvi, anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale nel corso della prova stabilometrica, in modo da evidenziarne i parametri spazio-temporali (72).

Nel dettaglio i marker sono stati posizionati a livello di:

- C7;
- Angolo Acromiale Bilateralmente;
- Sacro;
- Gran Trocantere Bilateralmente;
- Condilo Laterale del femore Bilateralmente;
- Testa del Perone Bilateralmente;
- Malleolo Esterno Bilateralmente;
- V Metatarso Bilateralmente;
- Calcagno Bilateralmente;
- Sias Bilateralmente.



Immagine n.32 raffigurante i marker applicati ai pazienti sui punti di repere anatomici.

Tutti i soggetti sono stati posizionati in modo tale che la loro traiettoria di cammino gli permetteva di calpestare le pedane di forza con il piede destro nel corso delle prime due prove e con il piede sinistro nel corso delle successive due prove (immagine n.33).

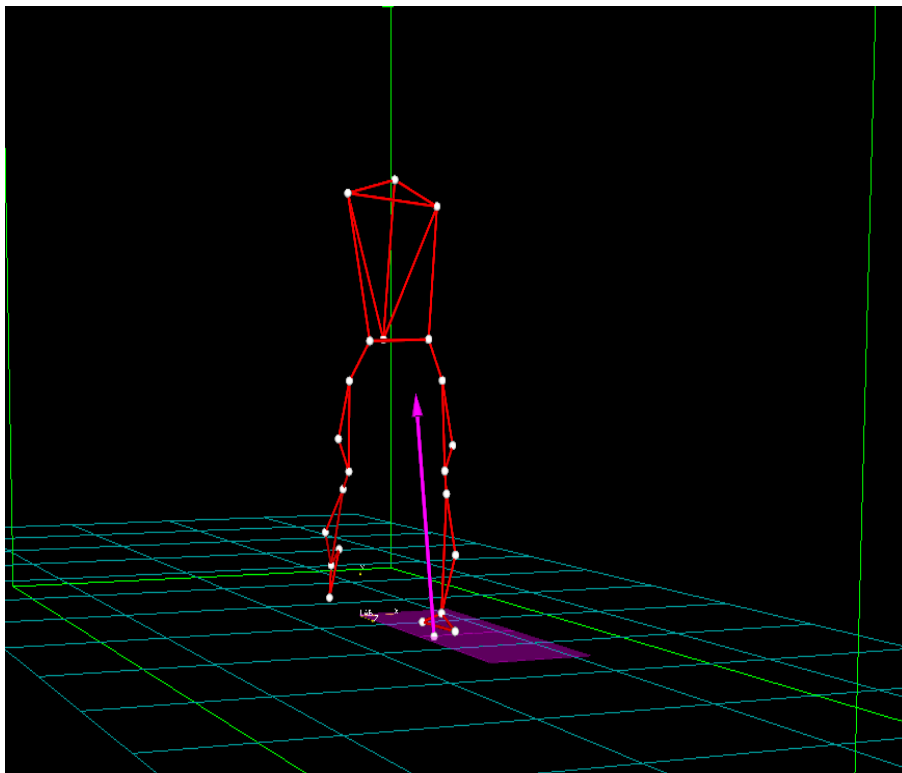


Immagine n.33 raffigurante l'analisi del cammino vista a computer

Durante le acquisizioni tutti i soggetti hanno indossato la loro biancheria intima e la performance è stata registrata tramite videocamere (eVixta, BTS SpA) al fine di controllare la corretta esecuzione della prova.

La sessione valutativa consisteva in 10 secondi di riposo dovuta al tempo necessario per la calibrazione, seguita da quattro prove per la deambulazione. Un periodo di riposo di 30 secondi è stato fornito ai pazienti per evitare l'affaticamento durante ogni prova. I dati sono stati acquisiti utilizzando il nostro sistema di Motion Capture optoelettronico (BTS SMART DX, Italia) a 200 Hz e filtrato con un filtro low-pass a 2 Hz. L' heel-strike (fase di contatto al suolo) e il toe-off (distacco della punta del piede) del ciclo di andatura del passo sono stati fissati per ogni lato utilizzando i marcatori posti sul tallone e sulla testa del quinto metatarso. I seguenti parametri spazio-temporali sono stati calcolati nella seguente maniera: velocità di andatura (m/s), cadenza (punti/minuto), lunghezza di falcata (m), doppia e singola durata di sostegno (% del ciclo di andatura), oscillazione e fasi di posizione (% del ciclo di andatura).

5.5 Analisi delle variabili demografiche e fisioterapiche

L'analisi statistica è stata eseguita al termine della raccolta dei dati tramite il software SPSS 20.0. Le variabili categoriche sono descritte in termini di proporzione, mentre le variabili sono descritte in termini di media e deviazione standard o mediana e range interquartile. E' stata verificata l'assunzione di normalità delle variabili demografiche e delle misure di outcome tramite il test di Kolmogorov-Smirnov.

Il test t di Student è stato utilizzato per verificare l'omogeneità pre-intervento delle variabili demografiche e delle misure di outcome continue nel corso della prova stabilometrica (percentuale di distribuzione di carico tra i due arti inferiori, s, cinematica articolare di pelvi, anca, ginocchio e caviglia), nel corso della prova di analisi del cammino (componente verticale della forza di reazione al suolo, parametri spazio-temporali), relative al TUG (tempo di esecuzione della prova) e alla scala NRS (valore da 0 a 10). Le eventuali differenze post-intervento inter-gruppo e intra-gruppo relative alle misure continue di outcome facenti riferimento alle prove di stabilometria, TUG, e NRS sono state valutate tramite il test ANOVA per misure ripetute ed le eventuali differenze, sono state valutate tramite un'analisi post hoc. Per quanto riguarda le differenze inter-gruppo ed intra-gruppo, relative ai parametri spazio-temporali del cammino, è stato usato un t-test per campioni indipendenti e per dati appaiati. Il valore soglia di significatività statistica sarà fissato a 0.05.

5.6 Abbandono dello studio:

I soggetti che, durante o al termine di ognuna delle valutazioni previste dal protocollo di studio, per qualsiasi motivo decidano di abbandonare lo studio sono state immediatamente escluse da esso. E' stata inoltre esplicitata ai soggetti la possibilità di abbandonare lo studio anche nel periodo tra i vari follow-up previsti, previa comunicazione a uno qualsiasi degli sperimentatori. Sono state escluse dall'analisi dei risultati le acquisizioni non portate a termine dai soggetti.

I casi di abbandono di questo studio sono stati 3:

- Rifiuto per malessere nel 3° post-intervento;
- Rifiuto per mancata propensione alla partecipazione in 3° giornata;
- Rifiuto per scarsa motivazione.

CAPITOLO 6

RISULTATI

6.1 Stabilometria:

Tabella n. I:

	Bilateral THA			Unilateral THA			P Value Time Factor	P Value Between Group	p Value Time x THA
	T0	T1	T2	T0	T1	T2			
BWDSI OE	14±8.1	8.5±6.3	7±5.5	11.5±9.9	19.9±12.2	15.7±9.3	0.415	0.024	0.005
BWDSI CE	10.7±6.9	10.1±5	9.1±6.3	11.38±11.5	19.2±10.9	12.8±11.2	0.110	0.119	0.105
LoT OE	427±130.6	529.5±116.6	581.6±152.5	368.4±81.3	410.4±142	395±125.7	0.001	0.029	0.022
LoT CE	674.3±298.3	801±229.4	704.4±250.4	425.7±82.9	470.2±165.4	503.6±205.9	0.424	0.004	0.215
LoT-al OE	891.1±230.8	952.1±231.9	1005±215.8	851.7±274.4	964.5±295.9	913.4±301.6	0.006	0.667	0.197
LoT-al CE	1088.5±394.5	1205.6±336	1155.1±319.8	905.4±219.8	965.4±268.4	1003±324	0.152	0.103	0.633
TUG	10.5±1.4	-	14.8±6.2	9.5±2.1	-	13.4±2.4	<0.001	0.901	0.157
NRS	2.3±2	2.9±1.8	2.8±2.1	2.5±1.5	3.1±2.2	2.3±1.9	0,745	0.698	0.884

THA: Protesi Totale d'anca; **BWDSI:** Indice di distribuzione Simmetrica del corpo; **LoT:** Lunghezza della traccia; **LoT-al:** lunghezza della traccia arto operato; **OE:** occhi aperti; **CE:** occhi chiusi; **TUG:** Timed Up and Go test; **NRS:** misurazione del dolore.

() Analisi non - parametrica

Tabella n.II:

	T0			T1			T2		
	Bilateral THA	Unilateral THA	P Value	Bilateral THA	Unilateral THA	P Value	Bilateral THA	Unilateral THA	P Value
BWDSI OE	14±8.1	11.5±9.9	0.483 (0.241)	8.5±6.3	19.9±12.2	0.007 (0.004)	7±5.5	15.7±9.3	0.008 (0.013)
BWDSI CE	10.7±6.9	11.38±11.5	0.869 (0.873)	10.1±5	19.2±10.9	0.013 (0.023)	9.1±6.3	12.8±11.2	0.316 (0.664)
LoT OE	427±130.6	368.4±81.3	0.244 (0.315)	529.5±116.6	410.4±142	0.055 (0.035)	581.6±152.5	395±125.7	0.008 (0.007)
LoT CE	674.3±298.3	425.7±82.9	0.021 (0.015)	801±229.4	470.2±165.4	0.002 (0.003)	704.4±250.4	503.6±205.9	0.066 (0.052)
LoT-al OE	891.1±230.8	851.7±274.4	0.682 (0.746)	952.1±231.9	964.5±295.9	0.901 (0.880)	1005±215.8	913.4±301.6	0.346 (0.231)
LoT-al CE	1088.5±394.5	905.4±219.8	0.185 (0.231)	1205.6±336	965.4±268.4	0.06 (0.74)	1155.1±319.8	1003±324	0.232 (0.214)

THA: Protesi Totale d'anca; **BWDSI:** Indice di distribuzione Simmetrica del corpo; **LoT:** Lunghezza della traccia; **LoT-al:** lunghezza della traccia arto operato; **OE:** occhi aperti; **CE:** occhi chiusi; **TUG:** Timed Up and Go test

() Analisi non - parametrica

Date le differenze significative nel confronto tra i due gruppi nel test ANOVA, tramite quest'analisi post Hoc, si analizza l'origine di tali differenze statisticamente significative, confrontando due gruppi al T0 (pre- intervento), T1 (3 giorni post-intervento) e T2 (7 giorni post-intervento).

6.2 Valori delle medie e delle deviazioni standard:

6.2.1 T0 Monolaterale e Bilaterale:

Tabella n.III:

	T0		
	Bilateral THA	Unilateral THA	P Value
T0 Single STANCE	38,6±3,07	38,4±1,85	,895
T0 STANCE Op	62,34±2.8	61,15±1.34	,219
T0 SWING Op	38,6 ±2,85	39,2±1,23	,534
T0 Double STANCE Op	12,0±2,76	11,8±1,47	,798
T0 vel MEAN %height/s Op	44,6±10,18	46,8±6,60	,543
T0 STRIDE % height Op	58,16±7,17	58,3±6,59	,952
T0 Speed Op	0,79±0,20	0,78±0,12	,887
T0 Cadenza Op	92,6±10,75	97,0±7,74	,258
T0 Stride Lenght Op	0,51±0,071	0,49±0,07	,486

Single STANCE: Fase pre-appoggio monopodalico; **Single STANCE OP:** Appoggio monopodalico sull'arto operato; **SWING Op:** fase in cui la gamba operata è in volo; **Double STANCE:** fase di appoggio bi-podalico; **Vel MEAN %height/s Op:** velocità media; **STRIDE % height Op:** lunghezza del passo normalizzato per l'altezza; **Speed Op :** velocità arto operato; **Cadenza Op:** numero dei passi in 1 minuto; **Stride Lenght Op:** lunghezza del passo dell'arto operato non normalizzato per l'altezza.

Dalla tabella emerge che i pazienti prima dell'intervento non presentavano differenze statisticamente significative per i parametri spazio-temporali del cammino.

6.2.2 T0 – T2 Monolaterale:

Tabella IV:

	Unilateral THA		
	T0	T2	P Value
Single STANCE	38,4 ± 1,85	32,98 ± 6,43	,028
STANCE Op	61,15±1,34	64,63±3,86	,014
SWING Op	39,21±1,23	35,85±3,77	,020
Double STANCE Op	11,84±1,47	17,32±7,52	,029
vel MEAN %height/s Op	46,83±6,60	32,04±11,60	,004
STRIDE % height Op	58,32±6,59	44,06±9,96	,005
Speed Op	0,78±0,12	0,54±0,20	,005
Cadenza Op	97,09±7,74	86,31±16,52	,044
Stride Lenght Op	0,494±0,070	0,384±0,085	,003

Single STANCE: Fase pre-appoggio monopodalico; **Single STANCE OP:** Appoggio monopodalico sull'arto operato;

SWING Op: fase in cui la gamba operata è in volo; **Double STANCE:** fase di appoggio bi-podalico; **Vel**

MEAN %height/s Op: velocità media; **STRIDE % height Op:** lunghezza del passo normalizzato per l'altezza; **Speed**

Op: velocità arto operato; **Cadenza Op:** numero dei passi in 1 minuto; **Stride Lenght Op:** lunghezza del passo dell'arto operato non normalizzato per l'altezza.

All'interno del Gruppo dei pazienti operati di Protesi d'Anca Monolaterale, il confronto tra T0 e T2 si hanno differenze statisticamente significative per tutti i parametri considerati.

6.2.3 T0 – T2 Bilaterale:

Tabella V:

	Bilateral THA		
	T0	T2	P Value
Single STAN	38,63±3,07	32,45±6,78	0,000
STANCE Op	62,34±2,83	68,34±7,39	0,000
SWING Op	38,61±2,85	32,47±6,83	0,000
Double STANCE Op	12,08±2,76	18,71±7,90	0,000
Vel MEAN %height/s Op	44,64±10,18	30,23±15,05	0,000
STRIDE % height Op	58,16±7,17	42,66±13,92	0,000
Speed Op	0,79±0,20	0,54±0,260	0,000
Cadenza Op	92,66±10,75	80,8±17,81	0,002
Stride Lenght Op	0,51±0,07	0,37±0,13	0,000

Single STANCE: Fase pre-appoggio monopodalico; **Single STANCE OP:** Appoggio monopodalico sull'arto operato; **SWING Op:** fase in cui la gamba operata è in volo; **Double STANCE:** fase di appoggio bi-podalico; **Vel MEAN %height/s Op:** velocità media; **STRIDE % height Op:** lunghezza del passo normalizzato per l'altezza; **Speed Op :** velocità arto operato; **Cadenza Op:** numero dei passi in 1 minuto; **Stride Lenght Op:** lunghezza del passo dell'arto operato non normalizzato per l'altezza.

All'interno del gruppo dei pazienti appartenenti al Gruppo Protesi d'anca Bilaterale, tra T0 e T2, tutti i parametri spazio-temporali del cammino variano.

6.2.4 T2 Monolaterale- Bilaterale:

Tabella VI:

	T2		
	Bilateral THA	Unilateral THA	P Value
T2 Single STAN	32,45±6,78	32,98±6,43	,841
T2 STANCE Op	68,34±7,39	64,63±3,86	,150
T2 SWING Op	32,47±6,83	35,85±3,77	,159
T2 Double STANCE Op	18,71±7,90	17,32±7,52	,648
T2 vel MEAN %height/s Op	30,23±15,05	32,04±11,60	,742
T2 STRIDE % height Op	42,66±13,92	44,06±9,96	,779
T2 Speed Op	0,54±0,26	0,54±0,20	1,000
T2 Cadenza Op	80,89±17,81	86,31±16,52	,428
T2 Stride Lenght Op	0,37±0,13	0,38±0,08	,863

Single STANCE: Fase pre-appoggio monopodalico; **Single STANCE OP:** Appoggio monopodalico sull'arto operato; **SWING Op:** fase in cui la gamba operata è in volo; **Double STANCE:** fase di appoggio bi-podalico; **Vel MEAN %height/s Op:** velocità media; **STRIDE % height Op:** lunghezza del passo normalizzato per l'altezza; **Speed Op :** velocità arto operato; **Cadenza Op:** numero dei passi in 1 minuto; **Stride Lenght Op:** lunghezza del passo dell'arto operato non normalizzato per l'altezza.

Dalle tabelle emerge che non ci sono differenze statisticamente significative nei due gruppi a 7 giorni post-intervento, secondo i parametri spazio-temporali.

CAPITOLO 7

DISCUSSIONE

7.1 Discussione dei dati clinici:

Nel presente studio, in seguito ad una valutazione basata sulla stabilometria, deambulazione, TUG ed NRS, effettuata su pazienti che hanno eseguito un intervento di protesi d'anca monolaterale (10 soggetti) e bilaterale (10 soggetti), per un periodo che va da Giugno 2017 ad Aprile 2018, non è stata evidenziata una differenza statisticamente significativa nelle misurazioni fra i due gruppi a T0, tranne il lot-CE (centro globale di lunghezza di pressione del Trace-Lot effettuato ad occhi chiusi) che è risultato essere maggiore nel gruppo dei soggetti aventi la protesi bilaterale. Al T1, si ha una differenza statisticamente significativa in favore dei pazienti Bilaterali per la distribuzione del carico occhi aperti ed occhi chiusi, mentre riscontriamo maggiore stabilità nei pazienti con Protesi Totale monolaterale. Al T2 vengono riscontrati gli stessi risultati rispetto al T1, in particolare i pazienti con Protesi totale bilaterale distribuiscono meglio il peso ad occhi aperti, anche se i pazienti monolaterali sono più stabili dei bilaterali. Inoltre non è stata evidenziata una differenza statisticamente significativa per quanto riguarda il TUG e la NRS scale.

Studi futuri, in un campione più ampio di soggetti, saranno necessari per validare i nostri risultati.

7.2 Discussione dei dati relativi alla Stabilometria:

La tabella n. I (pagina n. 45), mette a confronto il gruppo dei pazienti aventi protesi d'anca monolaterale e il gruppo dei pazienti aventi protesi d'anca bilaterale: ciò che emerge è che in entrambi i gruppi, in riferimento al parametro temporale, hanno evidenziato una differenza significativa per la lunghezza della traccia del centro di pressione ad occhi aperti (Lot-OE), per la lunghezza della traccia del centro di pressione sotto l'arto operato ad occhi aperti (LoT-al OE) e per il Timed Up and Go test. Il seguente dato è risultato significativo in quanto i due gruppi nel tempo sono peggiorati per questi parametri a causa dell'intervento chirurgico. Confrontando i due gruppi (seconda colonna da destra) si ha una differenza nella distribuzione del carico (BWDSI- OE), dove si vede che il gruppo THA Bilaterale ha distribuito più uniformemente il carico rispetto al gruppo con protesi monolaterale. Si vede inoltre una differenza significativa tra la lunghezza della traccia del centro di pressione sia ad occhi aperti (Lot-OE) che ad occhi chiusi (Lot-CE), a favore dei pazienti con THA Monolaterale, poichè sono risultati essere più stabili rispetto ai bilaterali, mentre non si hanno differenze significative per la lunghezza della traccia del centro di pressione sotto il singolo arto inferiore sia ad occhi aperti che ad occhi chiusi, nei monolaterali e nei bilaterali.

Dall'osservazione avvenuta durante la rilevazione dei dati, si evince che i pazienti con protesi d'anca bilaterale abbiano avuto minore difficoltà a caricare entrambi gli arti durante le prove stabilometriche: ciò che emerge è che i pazienti con protesi d'anca monolaterale, riescano a mettere in atto meccanismi compensatori, utilizzando l'arto sano controlaterale per ottenere una maggiore stabilità.

Come confermato dal seguente studio, (73) i pazienti con protesi d'anca bilaterale rispetto ai soggetti con protesi monolaterale, risultano avere minor difficoltà deambulatoria, migliore distribuzione del carico. Questo studio (74) ci fornisce maggiori dettagli riguardo il decorso post-intervento: il gruppo avente protesi d'anca bilaterale è risultato avere minori complicazioni cardio-polmonari, minori incidenze ha subire un'eventuale lussazione ed inoltre presenta migliori outcome funzionali rispetto al gruppo avente protesi d'anca monolaterale. Riguardo il cambiamento dei due gruppi nel tempo (ultima colonna di destra), si evidenzia una significatività per la distribuzione del carico nella condizione occhi aperti e per la lunghezza della traccia del centro di pressione ad occhi aperti: nel primo caso in favore dei pazienti con THA Bilaterale, nel secondo caso in favore dei pazienti con THA monolaterale, in quanto tendono ad essere più stabili, come dimostrato dal seguente studio (75), dove analizzando le prove di stabilità, emerge una migliore stabilità post intervento da parte dei pazienti aventi protesi d'anca monolaterale rispetto ai pazienti aventi protesi d'anca bilaterale. Per confermare ulteriormente la nostra ipotesi, in questo studio (76) si è visto che in tutti i task motori richiesti ai pazienti con protesi d'anca monolaterale, i pazienti tendevano a caricare il lato non operato, (differenza di carico iner-gruppo superiore al 20%, indipendente dalla velocità o dalle circostanze visive). Invece, quando effettua le contrazioni volontarie massime, o durante la deambulazione o la stazione eretta, la differenza tra gli arti in termini di forza massima erogata, stazione eretta /durata di fase di oscillazione era inferiore del 10%.

Questo ci suggerisce che l'asimmetria potrebbe non essere necessariamente la stessa per compiti diversi. Il carico asimmetrico dell'arto operato può essere messo in discussione durante il sit-to-stand rispetto alla stazione eretta ed al cammino dove sembra giocare soltanto un ruolo secondario nel controllo della gestione del carico.

Per quanto riguarda l'analisi del TUG e della scala di misurazione del dolore NRS, non sono state rilevate differenze statisticamente significativamente.

La tabella n. II (pagina n.46), confronta i due gruppi al T0, ovvero nel giorno pre-intervento: si rileva una differenza statisticamente significativa a favore dei monolaterali, in quanto risultano essere più stabili nella lunghezza del centro di pressione Lot- CE. Al T1, 3° giorno post-intervento, si ha una differenza statisticamente significativa in favore dei pazienti Bilaterali per la distribuzione del carico occhi aperti ed occhi chiusi, mentre riscontriamo maggiore stabilità nei pazienti con THA monolaterale. Al T2, 7° giorno post-intervento, vengono riscontrati gli stessi risultati rispetto al T1, in particolare i pazienti con THA bilaterale distribuiscono meglio il peso ad occhi aperti, mentre i pazienti monolaterali sono più stabili dei bilaterali come confermato dal seguente studio (77) dove i pazienti con protesi d'anca monolaterale, tendono ad avere miglioramenti in termini di stabilità sia statica che durante la deambulazione dopo l'intervento rispetto al pre-intervento.

7.3 Discussione dei dati relativi all'analisi dei parametri spazio-temporali del cammino:

Nelle tabelle n. III (pagina n. 47), vengono analizzati i parametri spazio – temporali durante la deambulazione al T0, pre-intervento, per entrambi i gruppi presi in esame: dalla tabella emerge che i pazienti prima dell'intervento non presentavano differenze statisticamente significative per i parametri spazio-temporali del cammino, con p value > di 0,05.

Nella tabella n.IV (pagina n.48) vengono confrontati i pazienti operati di Protesi d'Anca Monolaterale, nel giorno pre-intervento (T0) e il 7 giorno post-intervento(T2): prendendo in considerazione il p value, il quale risulta essere < allo 0,05. Possiamo affermare che nel confronto tra T0 e T2 si hanno differenze statisticamente significative per tutti i parametri considerati.

La probabile ipotesi può essere attribuibile alla capacità dei soggetti con Protesi d'anca Monolaterale a mettere in atto maggiori compensi rispetto ai soggetti con protesi d'anca Bilaterale, come viene dimostrato dal seguente studio (78): i risultati hanno dimostrato che la coordinazione asimmetrica tra gli arti persisteva nelle varie attività motorie anche dopo l'intervento di Protesi d'anca Monolaterale, indipendentemente dalla velocità o dai target visivi. In tale maniera, i pazienti erano più predisposti a spostare il peso sull'arto inferiore non operato, dove a confermare tale affermazione, non vi è stato rilevato un rapporto diretto con un eventuale ipostenia del quadricipite, che rappresentava in primo luogo un'ipotesi più attendibile. Per indagare quali possono essere le cause secondo le quali i pazienti con protesi monolaterale prediligano ad usare l'arto inferiore sano rispetto all'operato, comportandone il relativo non utilizzo, questo studio (79) attribuisce le probabili cause alla debolezza prolungata dell'arto interessato, ad una mancanza di propriocezione dell'anca, unito ad un movimento compensatorio adottato prima dell'intervento.

Il deficit di forza degli estensori d'anca dell'arto operato, potrebbero essere un fattore limitante che induce a non utilizzare l'arto operato: dai risultati però non è possibile affermare che i pazienti abbiano utilizzato l'arto sano perché più forte e meno dolente rispetto l'arto operato. Per quanto ne concerne la propriocezione, è stato dimostrato che l'articolazione dell'anca non abbia un ruolo chiave a livello sensoriale, sebbene il senso di posizione e la verticale soggettiva del paziente operato non venga alterata dopo l'intervento di protesi totale di anca, in quanto i muscoli vicino a tale articolazione non vengono tagliati ma semplicemente allargati (80). Tuttavia, (81) una diminuzione delle informazioni sensoriali può rendere il controllo del movimento più sensibile alle difficoltà dei task motori richiesti ai pazienti con Protesi rispetto ai soggetti del gruppo di controllo, sia dal punto di vista fisico anche da quello cognitivo.

Nelle tabelle n. V (pagina n. 44), all'interno del gruppo dei pazienti appartenenti al Gruppo Protesi d'anca Bilaterale, analizzati tra T0 e T2, tutti i parametri spazio-temporali del cammino variano, risultando statisticamente significativi con $p \text{ value} < \text{allo } 0,05$. Questo può essere probabilmente attribuibile al fatto che i pazienti con protesi d'anca bilaterale non mettano in atto meccanismi compensativi a causa dell'intervento che subiscono: a differenza dei pazienti con protesi d'anca monolaterale, che si è visto utilizzano maggiormente l'arto non operato rispetto all'arto interessato, i pazienti con protesi bilaterale a causa dell'intervento sono indotti ad utilizzare entrambi gli arti.

Nelle tabelle n. VI (pagina n. 45), emerge che non ci sono differenze statisticamente significative con $p \text{ value} > \text{allo } 0,05$ nei due gruppi a 7 giorni post-intervento, secondo i parametri spazio-temporali durante l'analisi della deambulazione.

7.4 Considerazioni Finali:

In letteratura sono presenti studi che analizzano i parametri spazio – temporali dei soggetti aventi protesi d'anca monolaterale. Questo è il primo studio che ha confrontato i seguenti parametri tra pazienti aventi protesi d'anca monolaterale e pazienti aventi protesi d'anca bilaterali: abbiamo rilevato che queste differenze non sussistono. Le probabili cause che con questo studio abbiamo provato ad attribuire, facendo riferimento alla letteratura, sono state le seguenti: i pazienti bilaterali, nonostante abbiano subito un intervento di complessità maggiore rispetto ai pazienti con protesi monolaterale, mostrano un recupero simile nel cammino proprio per l'impossibilità di compensare con l'arto sano. Il cammino dei pazienti monolaterali migliora grazie ai meccanismi adattativi ottenuti con l'arto sano, nel paziente bilaterale invece il recupero avviene proprio perché entrambi gli arti recuperano intrinsecamente.

CAPITOLO 8

CONCLUSIONI

Alla luce degli obiettivi che ci siamo proposti in questo studio e sulla base dei risultati ottenuti è possibile concludere che:

- Non è stata evidenziata una differenza statisticamente significativa nelle misurazioni stabilometriche fra i due gruppi a T0 ad eccezione del centro globale di lunghezza di pressione del Trace-Lot effettuato ad occhi chiusi, che è risultato essere maggiore nel gruppo dei soggetti aventi la protesi bilaterale;
- Al T1, si ha una differenza statisticamente significativa in favore dei pazienti Bilaterali per la distribuzione del carico occhi aperti ed occhi chiusi, mentre riscontriamo maggiore stabilità nei pazienti con Protesi Totale monolaterale;
- Al T2 sono stati riscontrati gli stessi risultati rispetto al T1, in particolare i pazienti con Protesi Totale bilaterale distribuiscono meglio il peso ad occhi aperti, mentre ad occhi aperti i pazienti monolaterali sono più stabili dei bilaterali.
- i parametri spazio – temporali durante la deambulazione al T0, pre-intervento, per entrambi i gruppi presi in esame, non hanno mostrato differenze statisticamente significative.
- nel giorno pre-intervento (T0) e nel 7 giorno post-intervento (T2), nei pazienti operati di Protesi d’Anca Monolaterale, possiamo affermare che vi sono differenze statisticamente significative;
- nel giorno pre-intervento (T0) e nel 7 giorno post-intervento (T2), nei pazienti operati di Protesi d’Anca Monolaterale, hanno mostrato differenze statisticamente significative;
- Confrontando entrambi i gruppi a T0 e a T2, possiamo affermare che vi sono differenze statisticamente significative;
- Non sono presenti differenze significative per quanto riguarda il TUG e l’NRS tra T0 e T2.

Pertanto, i pazienti che subiscono un intervento di Tha bilaterale, hanno mostrato una migliore distribuzione del peso corporeo ma una simile stabilità posturale e una simile dinamica deambulatoria rispetto ai pazienti che hanno subito un intervento di Tha Monolaterale, non sono state riscontrate differenze nell’analisi del dolore e nel TUG.

8.1 LIMITI DELLO STUDIO:

- Studi futuri dovranno validare questi risultati in un campione più ampio di soggetti;
- Difficoltà nel reclutamento dei pazienti durante il periodo a T1, per motivi organizzativi interni della struttura dove abbiamo acquisito.
- Scarsa compliance di alcuni pazienti che, in due casi, si sono ritirati dal reclutamento a causa di motivi personali;
- Disomogeneità dei campioni osservati;
- Mancanza di un controllo a 30 giorni dall'intervento;
- Lontananza domiciliare da parte di alcuni pazienti reclutati rispetto alla struttura che ne ha registrato i dati.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Lin X¹, Meijer OG², Lin J³, Wu W⁴, Lin X⁴, Liang B⁵, van Dieën JH⁶, Bruijn SM⁷. Frontal plane kinematics in walking with moderate hip osteoarthritis: Stability and fall risk. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2015 Oct;
- 2 Polkowski GG¹, Clohisy JC. Hip biomechanics. Sports Med Arthrosc Rev. 2010 Jun. TRAD: stabilità anca e trasmissione forze
- 3 Macovei LA, Rezus e anatomical and clinical observation on structural changes of hip joint. Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi. 2016 Apr-Jun;
- 4 Murphy BPD¹, Dowsey MM², Spelman T², Choong PFM². What Is the Impact of Advancing Age on the Outcomes of Total Hip Arthroplasty J Arthroplasty. 2018 Aprv TRAD. EFFETTI PTA su anziani
- 5 Ganz S. A historic look at functional outcome following total hip and knee arthroplasty. Top Geriatr Rehabil. 2004; 20; (4): 236-252.
- 6 Learmonth ID¹, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. Lancet 2007; 27; 370 (9597): 1508-19.
- 7 Alfaro-Adrián J¹, Bayona F, Rech JA, Murray DW. One- or two-stage bilateral total hip replacement. J Arthroplasty. 1999; 14(4): 439-45.
- 8 Ritter MA, Stringer EA. Bilateral total hip arthroplasty: a single procedure. Clin Orthop Relat Res. 1980; (149): 185-90.
- 9 Aghayev E, Beck A, Staub LP, Dietrich D, Melloh M, Orljanski W, Röder C. Simultaneous bilateral hip replacement reveals superior outcome and fewer complications than two-stage procedures: a prospective study including 1819 patients and 5801 follow-ups from a total joint replacement registry. BMC Musculoskelet Disord. 2010; 25(11): 245.

- 10 Berend ME, Ritter MA, Harty LD, Davis KE, Keating EM, Meding JB, Thong AE. Simultaneous bilateral versus unilateral total hip arthroplasty an outcomes analysis. *J Arthroplasty*. 2005; 20(4): 421-6.
- 11 Corbetta D1, Sirtori V, Castellini G, Moja L, Gatti R. Constraint-induced movement therapy for upper extremities in people with stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015 Oct 8;(10): CD004433.
- 12 Ribeiro TS, Oliveira DA, Ferreira LGLM, Costa MFP, Lacerda MO, Lindquist ARR. Constraint-Induced Movement Therapy for the Paretic Lower Limb in Acute and Sub-Acute Stroke. *Austin J Cerebrovasc Dis & Stroke*. 2014;1(6): 1029.
- 13 Taub E, Uswatte G, Mark VW, Morris DM. The learned non use phenomenon: implications for rehabilitation. *Eura Medicophys*. 2006; 42(3): 241-56.
- 14 Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann JB, Lovett EG, Myklebust Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *BMIEE Trans Biomed Engl*. 1996 ; 43(9): 956-66
- 15 Levangie, PK: The hip complex. In Levangie, PK, Norkin, CC *Joint Structure and function: A Comprehensive Analysis*, ed 4. FA Davis, Philadelphia, 2005, pp 355-391.
- 16 Smith, LK, Weiss, EL, Lehmkuhl, LD: *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*, ed 5. FA Davis, Philadelphia, 1996.
- 17 Laborie LB1, Engesæter IØ, Lehmann TG, Sera F, Dezateux C, Engesæter LB, Rosendahl K. Radiographic measurements of hip dysplasia at skeletal maturity--new reference intervals based on 2,038 19-year-old Norwegians. *Skeletal Radiol*. 2013 Jul;
- 18 Han S1, Alexander JW1, Thomas VS1, Choi J1, Harris JD2, Doherty DB3, Jeffers JRT4, Noble PC1,5. Does Capsular Laxity Lead to Microinstability of the Native Hip? *m J Sports Med*. 2018 Mar
- 19 Hewitt, J, Glisson, R, Guilak, F, Vail, T: The mechanical properties of the human hip capsule ligaments. *J Arthroplasty* 17:82-89, 2002
- 20 Oatis, CA: *Kinesiology – The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 2004.

- 21 Neumann,DA:Hip in Neuman,DA:Kinesiology of the Musculoskeletal System. Mosby, ST. Louis,2002, pp 387-433.
- 22 Bsai S1, Frei H1, Beaulé PE2. The acetabular labrum: a review of its function. Bone Joint J. 2016 Jun
- 23 Field RE1, Rajakulendran K. The labro-acetabular complex. J Bone Joint Surg Am. 2011 May
- 24 McCarthy J1, Noble P, Aluisio FV, Schuck M, Wright J, Lee JA. Anatomy, pathologic features, and treatment of acetabular labral tears. Clin Orthop Relat Res. 2003 Jan
- 25 Lertwanich P1,2, Plakseychuk A3, Kramer S4, Linde-Rosen M5, Maeyama A1,6, Fu FH1,7, Smolinski P1,7 Biomechanical evaluation contribution of the acetabular labrum to hip stability. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2016 Jul
- 26 Assassi L1, Magnenat-Thalmann N2. Int J Comput Assist Radiol Surg. Assessment of cartilage contact pressure and loading in the hip joint during split posture. 2016 May
- 27 Lerch TD1, Todorski IAS1, Steppacher SD1, Schmaranzer F1, Werlen SF2, Siebenrock KA1, Tannast M1Prevalence of Femoral and Acetabular Version Abnormalities in Patients With Symptomatic Hip Disease: A Controlled Study of 538 Hips. Am J Sports Med. 2018 Jan
- 28 Lindgren JU1, Rysavy J Restoration of femoral offset during hip replacement. A radiographic cadaver study. Acta Orthop Scand. 1992 Aug
- 29 Sakalkale DP11, Sharkey PF, Eng K, Hozack W, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2001 Jul
- 30 Vincenzo Pirola, Il Movimento Umano applicato alla Rieducazione e alle attività Sportive, Ed. Edi- Ermes, Milano 2012
- 31 Perry,J: Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Slack, Thorofare, NJ, 1992.
- 32 Flack NA1, Nicholson HD, Woodley SJ. The anatomy of the hip abductor muscles. Clin Anat. 2014 Mar

- 33 Enseki, KR, Martin, RI, Draovitch,P, et al:The hip joint:artho-scopic procedures and postoperative rehabilitation. J Orthop Sports Phys Ther 336(7):516-525,2006.
- 34 Charnley,J:Total hip replacement by low friction arthroplasty. Clin Orthop 72:721, 1974
- 35 Coventry,MB, Morrey,BF:Historical perspectiv of hip arthroplasty. In Morrey,BF(ed) Joint Replacement Arthroplasty,ed.3 Churchill Livingstone,Philadelphia,2003,pp 557-565.
- 36 Finerman,GA,et al: Commentary. In Finerman,GA, et al (eds) Total Hip Arthroplasty Outcomes. Churchill Livingstone,New York,1998,p.3
- 37 Galante,JO:An overview of total joint arthroplasty. In Callaghan, JJ, Rosenberg, AG, Rubash, HE (eds) The Adult Hip, Vol II. Lippincott-Raven, Philadelphia,1998,p. 829
- 38 Silva,M,Heisel,C, Schmalzied,TP: Metal-on-metal total hip replacement. Clin Orthop 430:53-61,2005
- 39 Berry, DJ, Duffy, GP: Cemented femoral components. In Morrey, BF (ed) Joint Replacement Arthroplasty, ed3. Churchill Livingstone, Philadelphia,2003, pp 617-636.
- 40 Papagelopoulos, PJ, Morrey, BF:Cemented acetabular components. In Morrey, BF (ed) Joint Replacement Arthroplasty, ed. 3 Churchill Livingstone, Philadelphia, 2003, pp 602-608
- 41 Ranawat, CS, Rasquinna, VJ,Rodriguez,JA:Results of cementeted total hip replacement. In Pellicci, PM, Tria, AJ,Garvin, KL (eds) Orthopedic Knowledge Update,2. Hip and Knee Reconstruction. A merican Academy of Orthopedic Surgeons, Rosemont, IL, 2000 p.181
- 42 Berry,DJ, Morrey, BF, Cabanela, MG: Uncemented femoral components. In Morrey, BF (ed) Joint Replacement Arthroplasty,ed.3 Churchill Livingstone,Philadelphia,2003, pp 637-656
- 43 Bottner,F,Zawadsky,M,Su, EP, et al: Implant migration after early weightbearing in cementless hip replacement. Clin Orthop 436: 132-137,2005
- 44 Jameson SS , Jensen CD, Elson DW, Johnson A, Nachtsheim C, Rangan A, Muller SD, Reed MR.Cemented versus cementless hemiarthroplasty for intracapsular neck of femur fracture--a comparison of 60,848 matched patients using national data. 2013 Jun

- 45 Lachiewicz,PF,:Dislocation. In Pellicci,PM, Tria, AJ, Garvin, KL (eds) Orthopedic Knowledge Update,2 Hip and Knee Reconstruction. American Academy of Orthopedic Surgeons, Rosemont, IL, 2000 p.149
- 46 Sioen W, Meermans G, Lenaert A. Surgical technique description : Transosseous 'over the top' reconstruction of capsule and tendons in primary total hip arthroplasty using a posterior approach. Acta Orthop Belg. 2017 Mar.
- 47 Ji HM1, Kim KC, Lee YK, Ha YC, Koo KH. Dislocation after total hip arthroplasty: a randomized clinical trial of a posterior approach and a modified lateral approach. J Arthroplasty. 2012 Mar;27(3):378-85
- 48 Ponzio DY1, Poultides LA1, Salvatore A1, Lee YY1, Memtsoudis SG1, Alexiades MM1.In-Hospital Morbidity and Postoperative Revisions After Direct Anterior vs Posterior Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty. 2018 May
- 49 Antoniou,J, Greidanus,NV, Proprosky, WG:Surgical approaches and anatomic considerations. In Pellicci,PM, Tria,AJ,Garvin,KL (eds) Orthopedic Knowledge Update 2. Hip and Knee Reconstruction. American Academy of Orthopedic Surgeons, Rosemont,IL,2000 p.91
- 50 Batailler C1, Fary C2, Batailler P3, Servien E1, Neyret P1, Lustig S4. Total hip arthroplasty using direct anterior approach and dual mobility cup: safe and efficient strategy against post-operative dislocation. Int Orthop. 2017 Mar
- 51 Chow J1, Pearce S1, Cho KK2, Walter W3.Direct Anterior Approach Using Navigation Improves Accuracy of Cup Position Compared to Conventional Posterior Approach. Cureus. 2017 Jul 17
- 52 Trojani C1, d'Ollonne T, Saragaglia D, Vielpeau C, Carles M, Prudhon JL; French Society for Hip and Knee (SFHG). One-stage bilateral total hip arthroplasty: functional outcomes and complications in 112 patients. Orthop Traumatol Surg Res. 2012 Oct.
- 53 Parvizi J1, Tarity TD, Sheikh E, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH. Bilateral total hip arthroplasty: one-stage versus two-stage procedures. Clin Orthop Relat Res. 2006 Dec
- 54 Gross TP1, Lu F, Webb L. Comparison of unilateral and rapidly staged bilateral hip resurfacing arthroplasty. Acta Orthop Belg. 2011 Apr

- 55 Morcos MW1, Hart A1, Antoniou J1, Huk OL1, Zukor DJ1, Bergeron SG1. No Difference in Major Complication and Readmission Rates Following Simultaneous Bilateral vs Unilateral Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2018 Mar 27
- 56 Chang CJ1, Lin NL2, Lee MS3, Chern JS2. Recovery of Posture Stability at Different Foot Placements in Patients Who Underwent Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty: A One-Year Follow-Up Study. *Biomed Res Int*. 2015;2015:463792
- 57 Prieto TE1, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1996 Sep;43(9):956-66.
- 59 Topper AK, Maki BE, Holliday PJ. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of falls? *J Am Geriatr Soc* 1993; 41: 479–87.
- 60 Podsiadlo D1, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991 Feb
- 61 Robyn Lindsay1 Erica Ljames 2, Sandra Kippen 2The Timed Up and Go Test: Unable to predict falls on the acute medical ward, 2004, Pages 249-251
- 62 Gyrd Thrane, Ragnar M Joakimsen and Eline Thornquist, The association between timed up and go test and history of falls: The Tromsø study, *BMC Geriatrics* 2007.
- 63 Childs JD, Piva SR, Fritz JM. Responsiveness of the numeric pain rating scale in patients with low back pain. *Spine* 2005;30:1331–4.
- 64 Jensen MP, McFarland CA. Increasing the reliability and validity of pain intensity measurement in chronic pain patients. *Pain* 1993;55: 195–203.
- 65 Rodriguez CS. Pain measurement in the elderly: a review. *Pain Manag Nurs* 2001;2:38–46
- 66 Ferraz MB, Quaresma MR, Aquino LR, Atra E, Tugwell P, Goldsmith CH. Reliability of pain scales in the assessment of literate and illiterate patients with rheumatoid arthritis. *J Rheumatol* 1990;17:1022–4
- 67 HAWKER GA. Measures of Adult Pain. *Arthritis Care & Research* 2011; 63,S240–S252

- 68 Williamson A. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. ISSUES IN CLINICAL NURSING 2005; 14: 798–804
- 69 De C Williams AC, Davies HT, Chadury Y. Simple pain rating scales hide complex idiosyncratic meanings. Pain 2000;85:457–63
- 70 Hawker GA, Davis AM, French MR, Cibere J, Jordan JM, March L, et al. Development and preliminary psychometric testing of a new OA pain measure: an OARSI/OMERACT initiative. Osteoarthritis Cartilage 2008;16:409–14
- 71 Hush JM, Refshauge KM, Sullivan G, De Souza L, McAuley JH. Do numerical rating scales and the Roland-Morris Disability Question-naire capture changes that are meaningful to patients with persistent back pain? Clin Rehabil 2010;24:648–57.
- 72 Roy B.Davis SylviaÕunpuu Dennis Tyburski James R.Gage. A gait analysis data collection and reduction technique Human Movement Science Volume 10, Issue 5, October 1991, Pages 575-587
- 73 Aghayev E1, Beck A, Staub LP, Dietrich D, Melloh M, Orljanski W, Röder C. Simultaneous bilateral hip replacement reveals superior outcome and fewer complications than two-stage procedures: a prospective study including 1819 patients and 5801 follow-ups from a total joint replacement registry. 2010 Oct 25
- 74 Bilateral total hip arthroplasty: one-stage versus two-stage procedure. Taheriazam A1, Mohseni G2, Esmailieh AA2,3, Safdari F2,3, Abrishamkarzadeh H2 2018 May.
- 75 Walking ability after total hip replacement. A comparison of gait analysis in unilateral and bilateral cases.Wykman A1, Olsson E. 1992 Jan;
- 76 Talis VL1, Grishin AA, Solopova IA, Oskanyan TL, Belenky VE, Ivanenko YP. Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilat eral total hip replacement surgery. 2008 May
- 77 Kopeć K1, Kusz D1, Sobota G2, Nowak K2, Mierzwiński M1, Nowak M1. Gait analysis in patients after unilateral hip arthrplasty. 2015 Jan-Feb

- 78 V.L. Talis a,*, A.A. Grishin a, I.A. Solopova a, T.L. Oskanyan b, V.E. Belenky b, Y.P. Ivanenko
Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after
unilateral total hip replacement surgery November 2007
- 79 McCrory JL1, White SC, Lifeso RM. Vertical ground reaction forces: objective measures of
gait following hip arthroplasty. 2001 Oct
- 80 Karanjia, P.N., Ferguson, J.H. Passive joint position sense after total hip replacement
surgery. Ann. Neurol. 13, 654–657,1983
- 81 Courtemanche, R., Teasdale, N., Boucher, P., Fleury, M., Lajoie, Y., Bard, C.,. Gait
problems in diabetic neuropathic patients. Arch. Phys. Med. Rehabil. 77 (9), 849–855. 1996

SITOGRAFIA

Immagine n. 4: www.eorif.com

Immagine n.5: www.eorif.com

Immagine n.18: www.joyplanet\muscoli.it