

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA  
SEDE DI CESENA  
SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA  
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELLA TESI

**SIMULAZIONE CAD DELL'IMPINGEMENT ARTICOLARE  
CON PROTESI D'ANCA CONVENZIONALE  
E A CONSERVAZIONE DI COLLO  
IN FUNZIONE DEI PRINCIPALI PARAMETRI  
CHIRURGICI E ANATOMICI**

Tesi in

Meccanica dei tessuti biologici LM

Relatore

Prof. Luca Cristofolini

Presentata da

Massimo Nicolai

Correlatori

Ing. Silvia Funaioli

Ing. Paolo Dalla Pria

Sessione I

Anno Accademico 2011/2012







## SOMMARIO

Questa tesi di laurea è stata svolta presso SAMO S.p.A. di Granarolo dell'Emilia (BO), azienda biomedicale che si occupa di produzione e commercializzazione di dispositivi protesici.

L'obiettivo che ci siamo posti, dopo un attento studio della Letteratura, è stato quello di investigare, tramite simulazioni CAD, come l'*impingement* articolare delle protesi d'anca convenzionali e a conservazione di collo femorale sia influenzato dai principali parametri chirurgici e anatomici.

La trattazione verrà descritta in quattro capitoli, in particolare:

- Nel primo capitolo, dopo una panoramica sulle protesi d'anca, verrà introdotto il parametro chiamato *Range Of Motion* (ROM), con un breve cenno sulle tecniche più comuni utilizzate per il suo calcolo.
- Nel secondo capitolo verranno analizzati in dettaglio tutti i procedimenti che hanno portato alla creazione dei modelli CAD da esaminare e quali sono state le prove simulate per ogni modello.
- Nel terzo capitolo verranno raccolti e illustrati tutti i risultati ottenuti dalle simulazioni dei movimenti. In particolare verrà mostrato come il diametro della testa protesica, il livello di resezione del collo femorale, il diverso orientamento della componente acetabolare e un offset minore di quello anatomico influenzano il Range Of Motion delle rotazioni di base e dei movimenti Critici a rischio di lussazione.
- Nel quarto e ultimo capitolo verranno riportate le considerazioni fatte in base ai risultati ottenuti, cercando di ottenere, quando possibile, un riscontro con quanto presente in Letteratura. Verrà

stabilito se il diametro della testa e il livello di resezione del collo comportino variazioni significative in termini di escursione angolare. Verrà poi analizzata la differenza tra le due antiversioni della coppa, con un breve cenno anche alle vie di accesso chirurgico e anche quale sia l'offset raccomandabile nel caso non venga ripristinato quello anatomico. Infine verranno dichiarati i limiti del modello costruito.

# INDICE

<b>1 LE PROTESI D'ANCA.....</b>	<b>10</b>
1.1 Articolazione dell'anca.....	11
1.2 Patologie dell'anca.....	15
1.3 Caratteristiche di una protesi d'anca.....	17
1.4 Protesi Convenzionale e Protesi Conservativa.....	20
1.5 Complicazioni.....	22
1.6 Range Of Motion.....	25
1.6.1 Parametri che influenzano il Range Of Motion.....	27
1.6.2 Modalità di calcolo del Range Of Motion.....	28
1.7 Obiettivo della tesi.....	29
<b>2 MATERIALI E METODI.....</b>	<b>30</b>
2.1 Sistema di Riferimento del bacino.....	31
2.1.1 Sistema di Riferimento "Anatomico".....	32
2.1.2 Sistema di Riferimento "Funzionale".....	34
2.1.3 Sistema di Riferimento "di Lazenec".....	36
2.1.4 Differenze tra i Sistemi di Riferimento.....	38
2.2 Sistema di Riferimento del femore.....	40
2.3 Posa eretta.....	42
2.4 Componenti e assemblaggio.....	44
2.4.1 Coppa e Inserto.....	44
2.4.2 Testa protesica.....	46
2.5 Modelli.....	48
2.5.1 Modello Senza Protesi.....	49
2.5.2 Modello di Protesi Convenzionale (completa resezione del collo).....	50
2.5.3 Modello di Protesi Conservativa.....	53

2.5.3.1	Modello di Protesi a Totale Conservazione del collo femorale.....	55
2.5.3.2	Modello di Protesi a Media Conservazione del collo femorale.....	56
2.5.3.3	Modello di Protesi a Bassa Conservazione del collo femorale.....	57
2.6	Rotazioni di base.....	58
2.7	Movimenti Critici.....	60
2.8	Altre simulazioni di Range Of Motion.....	64
2.8.1	Variazione del posizionamento della coppa.....	64
2.8.2	Variazione dell'offset.....	65
<b>3</b>	<b>RISULTATI.....</b>	<b>68</b>
3.1	Validazione del modello CAD.....	68
3.1.1	Modello Senza Protesi.....	70
3.1.2	Modello di Protesi Convenzionale (completa resezione del collo femorale).....	71
3.2	Range Of Motion al variare del livello di resezione del collo femorale.....	73
3.3	Range Of Motion al variare del diametro della testa.....	75
3.4	Movimenti Critici.....	78
3.5	Range Of Motion con diverso orientamento della coppa.....	82
3.6	Range Of Motion al variare dell'offset.....	84
<b>4</b>	<b>ANALISI E CONSIDERAZIONI.....</b>	<b>85</b>
4.1	Effetto del diametro della testa sul Range Of Motion.....	85
4.2	Effetto del livello di resezione del collo femorale sul Range Of Motion.....	89



4.3 Movimenti Critici: correlazione con il livello di resezione del collo e vie d'accesso chirurgiche.....	96
4.4 Effetto dell'offset sul Range Of Motion.....	101
4.5 Limiti del modello.....	103
<b>5 CONCLUSIONI.....</b>	<b>105</b>
<b>6 BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>107</b>

## **1. LE PROTESI D'ANCA**

L'intervento di sostituzione protesica dell'anca costituisce una soluzione sempre più diffusa per numerose patologie invalidanti, tali condizioni coinvolgono prevalentemente, ma non solo, le persone anziane.

Attualmente, come stabilito nel 1994 dalla Dichiarazione di Consenso del National Institute of Health (NIH), «la protesi d'anca rappresenta un'opportunità per quasi tutti i pazienti affetti da patologie dell'anca che provocano disturbi cronici e limitazione funzionale significativa» [1].

Nel corso degli anni si è perfezionata sempre di più la tecnica di intervento e la qualità dei materiali e dei dispositivi d'impianto, frutto dello sviluppo della medicina e dell'ingegneria, permettendo così di allargare le indicazioni a patologie e fasce d'età inizialmente ritenute eccessivamente a rischio.

Da questo deriva il notevole aumento del numero di interventi cui si è assistito nel corso degli ultimi decenni, tanto che al giorno d'oggi nel mondo si calcolano circa un milione di impianti di protesi primaria dell'anca all'anno [2]. Solo in Italia, nel 2006 sono stati effettuati circa 90 mila interventi di protesi di anca, ed il confronto con il dato del 1999 mostra un aumento del 150% (Fonte: Istituto Superiore della Sanità – ISS).

## 1.1 Articolazione dell'anca

L'articolazione dell'anca fisiologica è un' enartrosi [3], ovvero un' articolazione mobile le cui superfici articolari sono costituite da una forma sferica o semisferica. Infatti, il suo funzionamento si basa sull'accoppiamento sferico tra la testa del femore e la cavità acetabolare (dell' articolazione dell'anca) che la ospita [Figura 1.1].

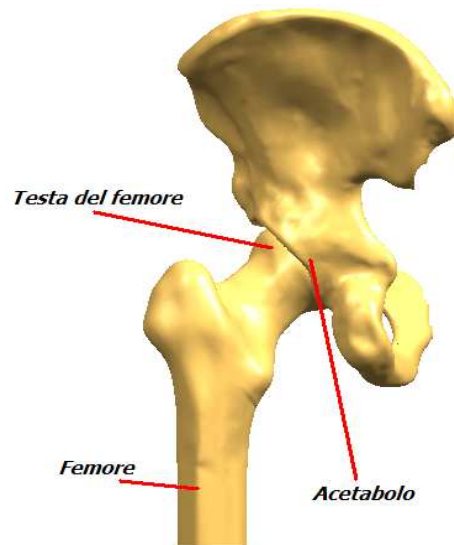


Figura 1.1: Articolazione dell'anca.

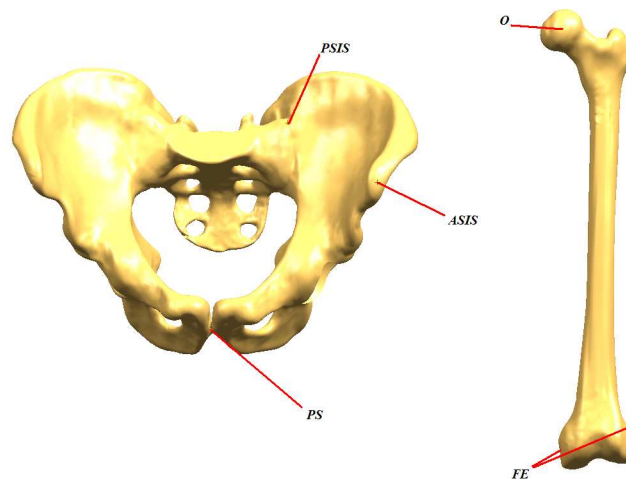
Il bacino è formato dalla fusione di tre abbozzi distinti: l'ileo, l'ischio e il pube, mentre la testa del femore, rivestita da cartilagine (così come la sede acetabolare nel lato bacino), corrisponde a circa 2/3 di sfera, e termina in corrispondenza del collo anatomico del femore; il suo asse forma con l'asse del corpo del femore un angolo di circa 130° [3].

I mezzi di unione dell' articolazione sono rappresentati dalla capsula articolare, da legamenti di rinforzo (ileofemorale, pubofemorale, ischiofemorale) e dal legamento della testa del femore [3].

I punti di reperi anatomici d'interesse che si possono individuare sull' articolazione dell'anca e sul femore sono [Figura 1.2]:

- *ASIS (Anterior Superior Iliac Spine)*: la spina iliaca anteriore superiore, è il punto in cui termina (in avanti) il margine superiore dell' ala dell' ileo, denominato cresta iliaca;

- *PSIS (Posterior Superior Iliac Spine)*: la spina iliaca posteriore superiore è il punto in cui termina (indietro) la cresta iliaca;
- *PS (Pubic Symphysis)*: la sinfisi pubica è l'articolazione che unisce la faccia sinfisiaria dell'articolazione dell'anca e quella del pube;
- *FE (Femoral Epicondyle)*: gli epicondili femorali, distinti in epicondilo laterale e epicondilo mediale, sono i punti dove hanno inserzione i legamenti, e si trovano sopra ai condili femorali;
- *(Hip joint center of rotation)*: centro della testa femorale, è il centro di rotazione dell' articolazione.



**Figura 1.2: Punti di repere anatomici.**

Uno dei più importanti parametri anatomici è l'offset femorale [Figura 1.3], ovvero la distanza perpendicolare tra il centro di rotazione della testa del femore e l'asse del femore stesso, essendo direttamente proporzionale al braccio di leva dei muscoli abduttori dell'anca. Il valore dell'offset è compreso generalmente tra i 38mm e i 48mm [4].



**Figura 1.3: Offset femorale.**

Se si analizza l'articolazione da un punto di vista cinematico si può affermare che la forma sferica delle superfici articolari rende possibili i movimenti di rotazione attorno ai tre assi [Figura 1.4a] [5]:

#### ASSE TRASVERSALE (XOX')

Situato nel piano frontale (B), attorno al quale si eseguono i movimenti di flessione/estensione.

#### ASSE ANTEROPOSTERIORE (YOY')

Situato nel piano sagittale (A), che passa per il centro dell'articolazione, attorno al quale si eseguono i movimento di abduzione/adduzione.

#### ASSE VERTICALE (OZ)

Che si confonde con l'asse della gamba OR quando l'anca è una posizione di allineamento, attorno al quale si eseguono i movimenti di intrarotazione/extrarotazione.

La combinazione simultanea dei movimenti appena descritti attorno ai tre assi prende il nome di circonduzione. Quando la circonduzione raggiunge la sua massima ampiezza, l'asse dell'arto inferiore descrive nello spazio un cono il cui vertice risulta essere il centro dell'articolazione [5].

Come si nota in Figura 1.4b sono stati individuati 3 piani, Sagittale (A), Frontale (B) e Orizzontale (C), e 8 quadranti (I,II,III,IV,V,VI,VII,VIII).

Il cono descritto dall'arto inferiore attraversa in sequenza i piani III II I IV V e VIII [5].

(Nota: i piani VI, VII, VIII non sono visibili nella figura, essendo dietro al soggetto)

La possibilità di combinare simultaneamente i movimenti permette all'arto inferiore di assumere infinite posizioni differenti per eseguire diverse attività, definite *Activities of Daily Living (ADL)* [6].

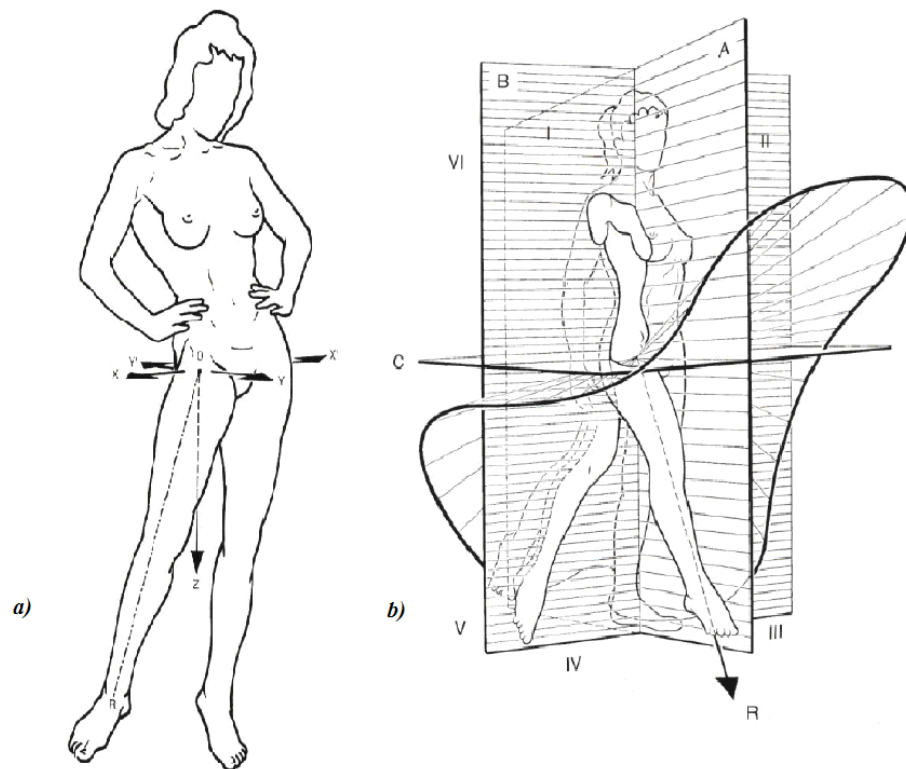


Figura 1.4: Assi principali (a) e cono di circonduzione (b) [5].

## 1.2 Patologie dell'anca

Sono numerose le patologie, degenerative o traumatiche, che vanno ad alterare la struttura morfofunzionale dell'articolazione dell'anca, provocando invalidità con dolore, rigidità, deformità, impotenza e zoppia, e che vedono come unica terapia possibile la sostituzione protesica dell'articolazione stessa.

Uno studio del 2011 di Kindsfater et al. [7] riporta la percentuale di patologie riscontrate nella diagnosi preoperatoria di 1000 impianti di protesi d'anca [Tabella 1.1].

**Tabella 1.1: Patologie riscontrate dall'analisi preoperatoria di 1000 impianti [7].**

<b>Patologia</b>	<b>Percentuale</b>
Osteoartrosi	88%
Displasia congenita	4.8%
Necrosi vascolare	2.7%
Osteoartrosi post-traumatica	1.8%
Artrosi reumatoide	1.1%
Malattia di Perthes	0.7%
Frattura acuta	0.6%
Displasia epifisiale multipla	0.2%
Epifisiolisi	0.1%

Dalla Tabella 1.1 quindi si può trarre l'informazione che le cause principali dell'innesto di una protesi d'anca sono l'osteoartrosi e la displasia, insieme ricoprono infatti circa il 93% dei casi.

Tali valori sono in linea con quanto riportato dal R.I.P.O. (Registro Implantologia Protesica Ortopedica) per la Regione Emilia-Romagna nel decennio 2000-2010, come si vede dalla Tabella 1.2 [8]

**Tabella 1.2: Valori percentuali di patologie dell'anca riportati dal R.I.P.O.[8] nella decade 2000/2010 in Emilia-Romagna, in oltre 60000 casi.**

<b>Patologia</b>	<b>Percentuale</b>
Artrosi Primaria	67.1%
Esiti di LCA (Lussazione congenita) e DCA (Displasia congenita)	11.1%
Frattura collo femore	8.9%
Necrosi testa femore	5.8%
Artrosi post traumatica	2.5%
Necrosi post traumatica	1.4%
Artriti reumatiche	1.2%
Esiti frattura collo femore	0.8%
Esito epifisiolisi	0.3%
Esito morbo di Perthes	0.2%
Esiti coxite settica	0.2%
Tumore	0.2%
Esiti morbo di Paget	0.1%
Esiti coxite TBC	0.1%
Altro	0.2%



### **1.3 Caratteristiche di una protesi d'anca**

Una protesi d'anca deve tentare di ricostruire un'articolazione il più vicino possibile, dal punto di vista funzionale, a quella anatomica, garantendo gli stessi gradi di libertà e la stessa stabilità, e rispettando anche tutte le specifiche di biocompatibilità che deve avere un dispositivo che viene impiantato nell'organismo, come bassa usura, basso attrito ed evitare l'insorgere di reazioni indesiderate [9].

Gli interventi di sostituzione protesica dell'anca possono essere divisi in tre tipologie:

1. La sostituzione parziale, riservata alla sostituzione dell'estremo superiore del femore, e che permette di preservare l'acetabolo naturale. Sono impiegate ad esempio nei casi di frattura del collo femorale;
2. La sostituzione totale, che prevede di intervenire su entrambe le componenti articolari, femorale e acetabolare ricostruendo l'intera articolazione. Sono impiegate ad esempio nei casi di artrosi, ovvero in quelle patologie che colpiscono sia il femore che l'acetabolo;
3. L'intervento di revisione, che prevede la sostituzione di una protesi precedentemente impiantata.

In questo lavoro si farà riferimento solo alle protesi totali, essendo la tipologia di protesi maggiormente impiantata nel panorama delle protesi d'anca.

L'artroprotesi totale dell'anca (*Total Hip Arthroplasty – THA*) può essere di tre tipologie:

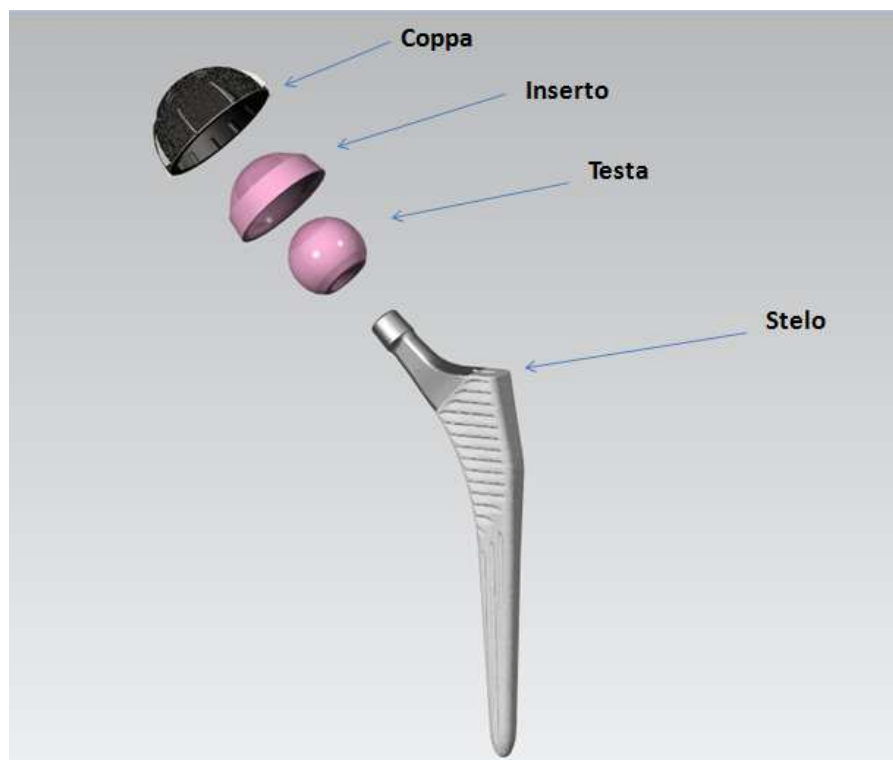
- Protesi Convenzionali (o classiche), dove viene resecato completamente il collo del femore;

- Protesi Conservative, dove viene conservato parte del collo del femore;
- Protesi di rivestimento, dove viene rivestita la testa femorale.

Come appena descritto le THA sono formate da due componenti, una acetabolare e una femorale [Figura 1.5].

La componente acetabolare è composta dalla coppa, generalmente metallica, in cui viene posizionato un inserto articolare di polietilene, ceramica, o metallo.

La componente femorale è composta da uno stelo metallico, che viene inserito nel canale midollare del femore, sulla cui estremità superiore, denominata collo, viene inserita una testa metallica o di ceramica.



**Figura 1.5: Componenti di una protesi d'anca.**

La componente femorale può anche essere di tipo modulare, ovvero il collo e lo stelo sono due componenti distinti ed assemblati durante l'intervento [Figura 1.6].

Le protesi modulari permettono di ottenere risultati che protesi “monoblocco” non sempre possono garantire. Il chirurgo direttamente sul campo operatorio può usufruire di un ventaglio di opportunità per adeguare la geometria dell’impianto all’anatomia del paziente [4].

È il tipo di collo che offre queste opzioni aggiuntive.

Infatti, una volta posizionato lo stelo nel femore si può scegliere il collo con l’angolazione, rispetto all’asse della cavità dello stelo che lo accoglie, desiderato.



**Figura 1.6: Esempio di stelo (a destra) con collo modulare (a sinistra).**

## 1.4 Protesi Convenzionale e Protesi Conservativa

I tipi di artroprotesi che vengono presi in considerazione in questa trattazione sono due, chiamati protesi Convenzionale e protesi Conservativa (o a Conservazione) [Figura 1.7]; non vengono considerate invece le protesi di rivestimento.



**Figura 1.7: Esempio di stelo convenzionale (a sinistra) e di stelo conservativo (a destra).**

La differenza tra questi due tipi di protesi è dovuta al livello di resezione del collo femorale. Per la protesi Convenzionale viene totalmente resecato il collo del femore, ciò non accade per la protesi Conservativa dove invece viene preservato, almeno parzialmente, il collo.

Occorre specificare che la scelta della conservazione e del suo livello (nel capitolo materiali e metodi verranno descritti i vari livelli in dettaglio) va ponderata con cura, e ha come vincolo il buono stato del collo femorale.

Il motivo dell'utilizzo di questa tipologia è da ricercare fra vari fattori. Un primo aspetto importante è che si tratta di un tipo di protesi che ben si presta negli interventi mini-invasivi (considerazioni sulle vie d'accesso d'intervento saranno discusse nei capitoli successivi).

Seconda caratteristica è quella che si pensa così di garantire, in caso di necessità, al chirurgo ortopedico di poter optare per una revisione con protesi convenzionale. Questa necessità nasce in parallelo con l'abbassarsi dell'età media dei pazienti sottoposti ad intervento, e quindi un'aspettativa di vita molto più lunga, che fa pensare ad una quasi certa revisione dell'impianto nel corso degli anni (si stima che la durata tipica di una protesi sia di 15 anni circa). Preservando il collo si ipotizza quindi di essere in una posizione di "vantaggio".

Lo stelo conservativo può anche avere una forma arcuata, e non retta come quello convenzionale. Questo tipo di curvatura risulta essere essenziale per raggiungere la metafisi del femore, dal momento che l'"ingresso" della protesi nel femore avviene a livello della parte di collo preservata.

## 1.5 Complicazioni

L'innesto di una protesi può fallire per varie cause. Lo studio di Jafari et al. del 2010 prende in considerazione 1366 revisioni di protesi [Figura 1.8] [10]. Nell'immagine tratta dall'articolo si può notare come, fra le varie cause, le più frequenti siano la mobilitazione di una delle due componenti o eventualmente anche tutte e due (*Loosening*), seguita da instabilità (*Instability*) ed usura (*Wear*). In percentuale minore si riscontrano casi di infezione (*Infection*), fratture (*Fracture*) o perdita dovuta ad altre cause.

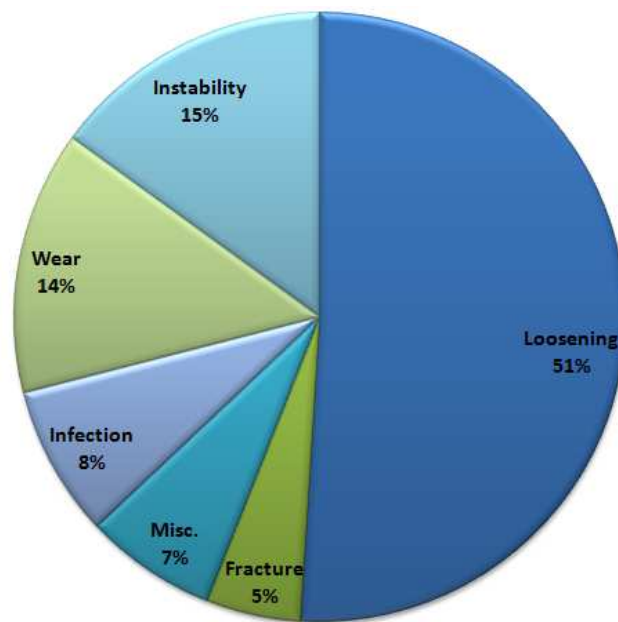


Figura 1.8: Percentuale di causa di insuccessi di una protesi d'anca [10].

Anche il R.I.P.O. [8] fornisce valori su circa 10000 reimpianti eseguiti nella regione Emilia-Romagna nella decade 2000-2010, mostrando le percentuali di cause d'insuccesso [Tabella 1.3].

**Tabella 1.3: Percentuali di cause d'insuccesso di quasi 10000 reimpianti, raccolti dal R.I.P.O [8].**

<b>Causa d'insuccesso</b>	<b>Percentuale</b>
Mobilizzazione asettica cotile	30.6%
Mobilizzazione asettica globale	22.2%
Mobilizzazione asettica stelo	11.4%
Lussazione protesica	8.2%
Frattura ossea	4.4%
Esito espianto	3.9%
Rottura protesi	3.8%
Usura polietilene	2.9%
Lussazioni endoprotesi	2.5%
Cotiloidite	2.4%
Mobilizzazione stelo endoprotesi	2.2%
Dolore senza mobilizzazione	1.4%
Mobilizzazione settica	1.2%
Altro	3.3%

Altri studi confermano che la lussazione (condizione che porta a instabilità) è la seconda causa di fallimento di una protesi [6, 10--29], e si riscontra in media dall' 1% al 5% negli impianti di THA [6, 12--15, 17, 19--25, 28--30].

Per lussazione si intende la fuoriuscita della testa femorale dalla cavità acetabolare e nello specifico si ottiene quando il centro dell'articolazione non è più nel centro della testa femorale, ma cade sul bordo della componente acetabolare [6, 13, 27].

La lussazione è spesso collegata ad un altro fenomeno importante, l'*impingement* [6, 13, 16, 19, 22, 25], ovvero un conflitto tra le due parti che compongono l'articolazione, che siano esse naturali o protesiche.

In particolare Turley [6] dimostra che in una serie di revisione di pazienti che hanno subito una lussazione, nel 90% dei casi si sia evidenziato un contatto (*impingement*), che può essere [12, 29]:

- di tipo protesico, quando a toccarsi sono il collo della componente femorale con il bordo della coppa;
- di tipo osseo, quando vanno a collidere parti di osso;
- di una tipologia intermedia tra le due precedenti, con una componente protesica che arriva in contatto con l'osso.



## 1.6 Range Of Motion

Per affrontare la problematica della lussazione, viene preso in considerazione un parametro fondamentale come il *Range Of Motion* (ROM), ovvero la massima escursione angolare che può compiere l'articolazione prima che avvenga il contatto, di qualunque tipo esso sia. Un'articolazione protesica può essere quindi confrontata con un'articolazione sana in termini di ROM, ovvero di movimento angolare che può compiere prima dell'*impingement*.

La cinematica dell'anca permette di individuare 3 movimenti (nei due versi) di pura rotazione, definiti "semplici", attorno ai tre assi principali passanti per il centro dell'articolazione (*Paragrafo 1.1*).

Il ROM di un'anca sana è definito con valori mediamente di [6]:

- 120° di Flessione;
- 30° di Estensione;
- 45° di Abduzione;
- 35° di Adduzione;
- 45° di IntraRotazione;
- 45° di ExtraRotazione.

Utilizzando questi 6 valori come riferimento è possibile individuare se un'articolazione protesica sia o meno a rischio di lussazione.

In alcuni casi si individua anche il ROM per i movimenti critici, ovvero combinazione simultanea dei movimenti "semplici" [29, 31, 32].

È doveroso sottolineare che, nel momento in cui si impianta la protesi, la situazione sia profondamente diversa in termini di ROM rispetto a quanto descritto per l'articolazione sana, per vari motivi. In primo luogo per l'impianto di un'artroprotesi vengono rimossi sia la testa sia l'osso del collo del femore e viene eventualmente fresata la cavità acetabolare per accogliere la coppa. Cambia quindi la morfologia dell'articolazione e non è detto che l'offset femorale venga poi ripristinato. Come secondo aspetto le componenti protesiche introdotte

occupano un determinato spazio e hanno una propria posizione, non esiste più il solo contatto osso-osso.

La terza differenza rispetto a un'articolazione sana è quella che riguarda i tessuti molli che circondano l'articolazione, definiti come i mezzi di rinforzo nel paragrafo 1.1. Al momento dell'intervento vengono lesionati i tessuti presenti attorno all'articolazione, come ad esempio la capsula articolare e a seconda del punto di accesso si avrà quindi una lassità con rischio di lussazione (fuoriuscita della testa femorale dalla cavità acetabolare).

Quando si desidera confrontare il ROM di un'articolazione protesizzata con quello di una sana, è giusto tenere in considerazione che esiste una dipendenza stretta tra la massima escursione angolare, il tipo di operazione chirurgica adottata, la scelta dei componenti e la loro posizione.

### 1.6.1 Parametri che influenzano il Range Of Motion

Il posizionamento della coppa e dello stelo sono stati oggetto di numerosi studi [15, 18, 19, 27, 28, 31, 33--44], che avevano come scopo quello di individuare quale fosse la “condizione ideale” con cui dovevano essere inseriti nell’articolazione, per massimizzare il ROM.

Per la coppa è presa come riferimento la “*Safe-Zone Area*” di Lewinnek [Figura 1.9] [28], che prevede un’abduzione (inclinazione rispetto al piano frontale) di  $45^\circ$  e un’antiversione (rispetto al piano sagittale) di  $15^\circ$ .

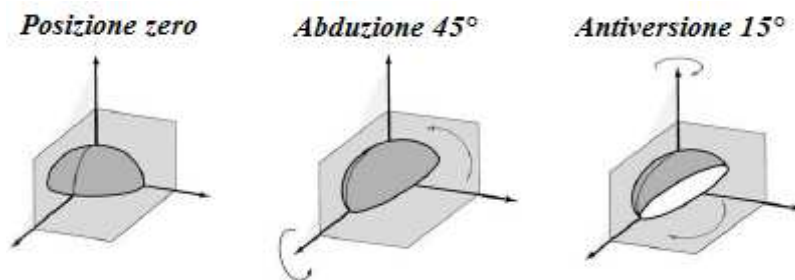


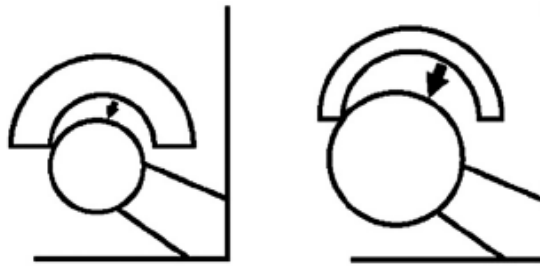
Figura 1.9: Inclinazione della coppa secondo Lewinnek [44].

Per lo stelo femorale in realtà è più difficile stabilire una linea guida standard, in quanto la posizione dello stelo nel femore, che tende a seguire un percorso “dedicato” dipendente dalla componente spugnosa dell’osso, è spesso difficilmente controllabile dal chirurgo, a meno di qualche grado.

Discorso diverso per gli steli con colli modulari [23], che permettono eventualmente di lateralizzare il femore (variare quindi l’offset [22]) di più o di meno rispetto all’articolazione sana e di variare la conservazione del collo nei casi di protesi conservative (in questo caso però a parità di offset).

Oltre alla coppa e allo stelo anche il diametro della testa da utilizzare può avere un effetto significativo sul valore del ROM. È affermato che ad un maggior diametro della testa corrisponde un minor rischio di lussazione, per via di un aumento del ROM e della “*jumping distance*” ovvero la distanza che la testa deve percorrere prima di uscire

dall'acetabolo [Figura 1.10] [14]. I diametri più utilizzati negli interventi protesici sono del valore di 22mm, 28mm, 32mm, 36mm e 40mm.



**Figura 1.10:** Esempio di *jumping distance* per due teste di diverso diametro ( a sinistra minore rispetto a destra) [22].

Sono numerose le trattazioni che analizzano e simulano l'effetto che ha sul ROM il variare del diametro della testa impiantata [12, 13, 14, 16, 17, 18, 20, 21, 22, 24, 27, 34, 45].

### **1.6.2 Modalità di calcolo del Range Of Motion**

Non esiste un metodo unico per il calcolo del ROM, in Letteratura sono descritte numerose tecniche.

Tra queste, formule matematiche [6,16,44,49], modelli software [11, 13--15, 18--21, 27, 30--36, 38, 50--53], prove effettuate su cadavere [22], registrazioni fatte in vivo mediante markers cutanei [29,54] o tramite radiografie [25, 26, 39, 40--43, 55], misure ottenute con apparati dedicati, come goniometri o inclinometri [23, 24, 56--59] ed anche prove intra-operatorie, con sistemi di navigazione [17, 37].

Ciascun metodo presenta vantaggi e svantaggi, il fine ultimo è quello di poter garantire al chirurgo di avere a disposizione una "linea guida" sull'efficacia della protesi già in fase pre-operatoria.

La maggior parte delle pubblicazioni tratta l'utilizzo di simulazioni di impianti via software, che rappresenta quindi l'ausilio più usato dai chirurghi, per via della maggiore versatilità nelle sua applicazioni.

## **1.7 Obiettivo della tesi**

Da quello che emerge dalla Letteratura e presa conoscenza dei mezzi a disposizione, si è deciso di impostare questo lavoro di tesi con lo scopo di ricreare via software un modello di bacino-femore sano, su cui impiantare virtualmente vari tipi di protesi sui quali calcolare il ROM prima dell'impingement.

Dopo aver validato il modello, si sono effettuate prove diverse per dimostrare, o eventualmente contraddire, alcune teorie ricorrenti nello stato dell'arte.

## 2. MATERIALI E METODI

Per questo lavoro si è utilizzato il software CAD NX6 (Siemens PLM software, Köln, Germany).

Si sono ottenuti modelli computerizzati 3D di bacino e di femore dalla trasformazione dei dati DICOM in dati IGES dei rispettivi modelli Sawbone (Sawbones Europe AB, Malmö, Sweden) di terza generazione.

Come prima cosa si sono calcolati due punti fondamentali:

- il centro dell'articolazione (nel file del bacino), come il centro di una sfera che descrivesse la curvatura della cavità acetabolare;
- il centro della testa femorale (nel file del femore), come il centro di una sfera che la ricoprisse al meglio [Figura 2.1].

Per ripristinare l'articolazione dell'anca sana queste due sfere sono state prese di uguale diametro, e sono state fatte coincidere nei loro centri.

Nel file del femore è stato anche misurato l'offset femorale, che è risultato essere 46,3mm [Figura 2.2].

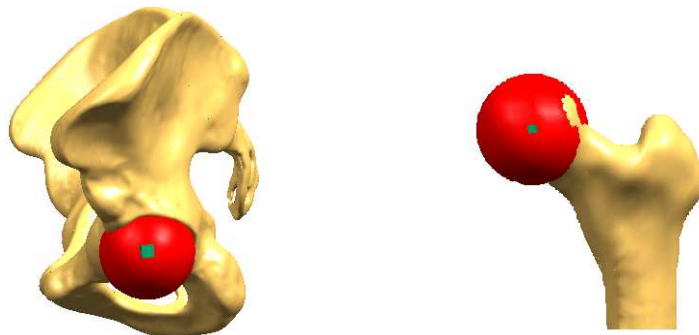


Figura 2.1: Calcolo del centro dell'articolazione (a sinistra) e del centro della testa del femore (a destra).

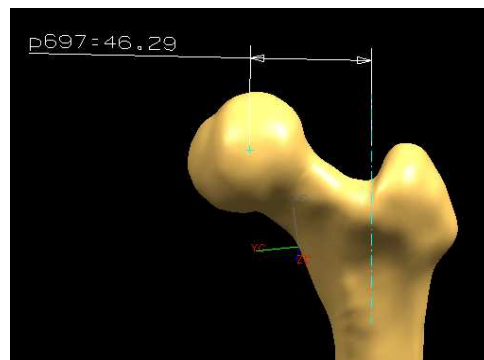


Figura 2.2: Immagine CAD dello *Sketch* del modello 3D del femore, con misura dell'offset.

Successivamente, per poter stabilire la posizione del femore e del bacino in postura eretta è stata analizzata la scelta dei Sistemi di Riferimento da utilizzare.

Tale postura è stata definita come la posizione iniziale da cui far partire le simulazioni dei movimenti.

## **2.1 Sistema di Riferimento del bacino**

Dalla Letteratura analizzata si è stabilito che i Sistemi di Riferimento utilizzati maggiormente per questo tipo di modellazioni sono sostanzialmente tre, denominati:

- Sistema di Riferimento “Anatomico” [6, 52, 60, 61];
- Sistema di Riferimento “Funzionale” [11, 14, 20, 21, 23, 35, 37, 50, 51, 52, 62];
- Sistema di Riferimento “di Lazenec” [39].

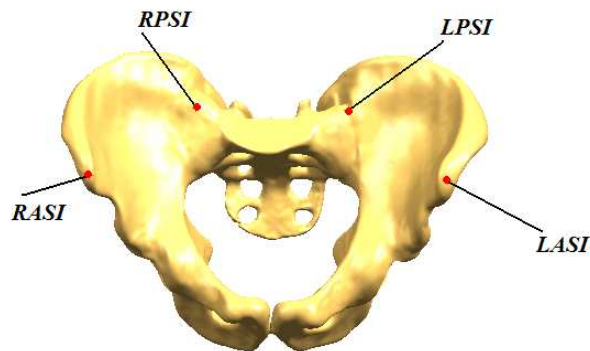
I tre sistemi sono stati costruiti virtualmente in ambiente CAD, tutti avendo come origine il centro dell’articolazione.

La scelta di quale Sistema di Riferimento adottare è risultata importante ai fini del lavoro, in quanto i valori angolari sono poi stati calcolati rispetto a tale Sistema.

### 2.1.1 Sistema di Riferimento “Anatomico”

Questo sistema di riferimento è quello descritto dalla *International Society of Biomechanics* (ISB) [60].

Si sono identificati tramite “palpazione virtuale” i punti anatomici denominati ASIS (*Anterior Superior Iliac Spine*) e PSIS (*Posterior Superior Iliac Spine*), divisi entrambi in quelli a destra (RASI e RPSI) e in quelli a sinistra (LASI e LPSI) [Figura 2.3].

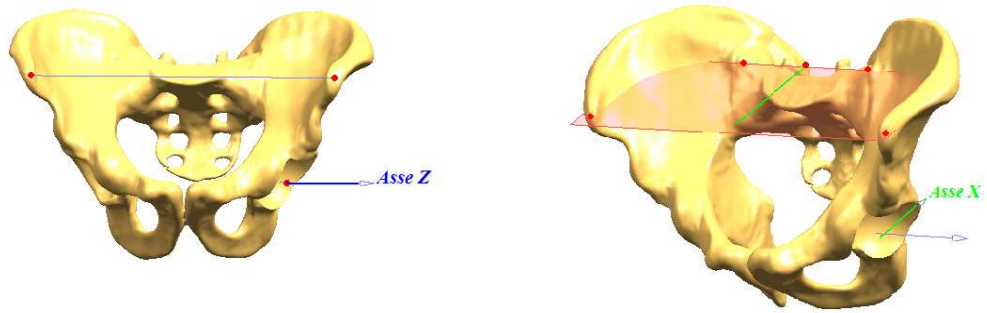


**Figura 2.3: Punti anatomici individuati per la creazione del Sistema di Riferimento “Anatomico”.**

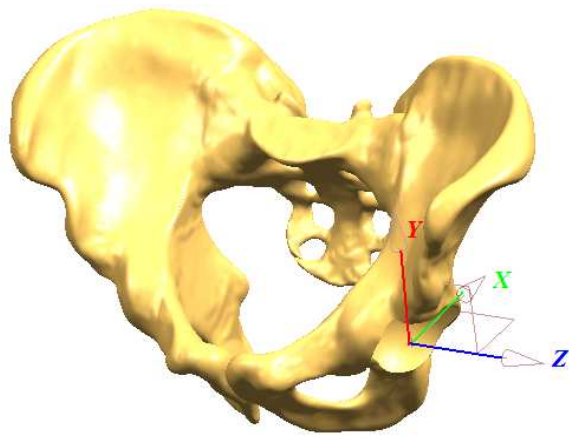
Si è creato il sistema di riferimento definendo:

- l’asse Z (il cui versore è stato diretto esternamente) come la linea parallela alla linea che congiunge le ASIS [Figura 2.4];
- l’asse X (il cui versore è stato diretto posteriormente) come la linea parallela alla linea perpendicolare all’asse Z giacente su un piano formato dalle ASIS e dalle PSIS [Figura 2.4];
- l’asse Y (il cui versore è stato diretto cranialmente) come l’asse ortogonale ai primi due [Figura 2.5].





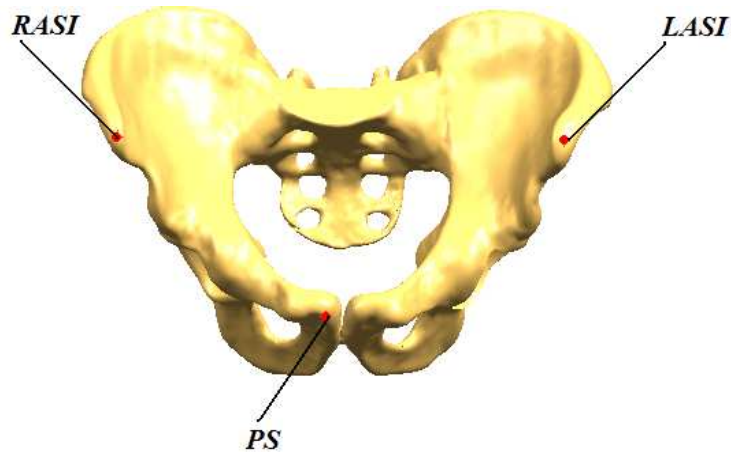
**Figura 2.4: Creazione dell'asse Z (a destra) e dell'asse X (a sinistra).**



**Figura 2.5: Sistema di Riferimento "Anatomico" calcolato.**

### 2.1.2 Sistema di Riferimento “Funzionale”

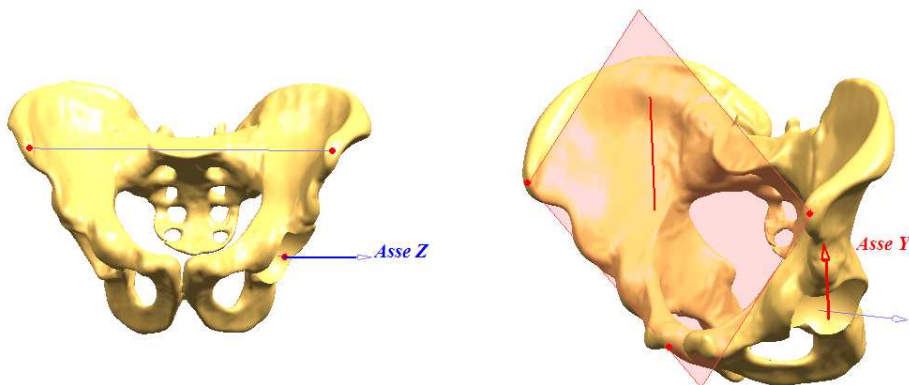
Si sono identificati tramite “palpazione virtuale” i punti anatomici denominati ASIS (*Anterior Superior Iliac Spine*), formato da RASI e LASI, e PS (*Pubic Symphysis*) [52] [Figura 2.6].



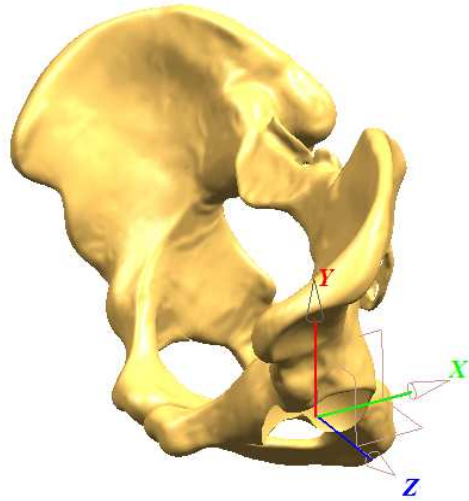
**Figura 2.6: Punti anatomici individuati per la creazione del Sistema di Riferimento “Funzionale”.**

Si è creato il sistema di riferimento definendo:

- l’asse Z (il cui versore è stato diretto esternamente) come la linea parallela alla linea che congiunge le ASIS [Figura 2.7];
- l’asse Y (il cui versore è stato diretto cranialmente) come la linea parallela alla linea perpendicolare all’asse Z giacente sul piano formato dalle ASIS e dalla PS [Figura 2.7];
- l’asse X (il cui versore è stato diretto posteriormente) come l’asse ortogonale ai primi due [Figura 2.8].



**Figura 2.7: Creazione dell’asse Z (a sinistra) e dell’asse X (a destra).**

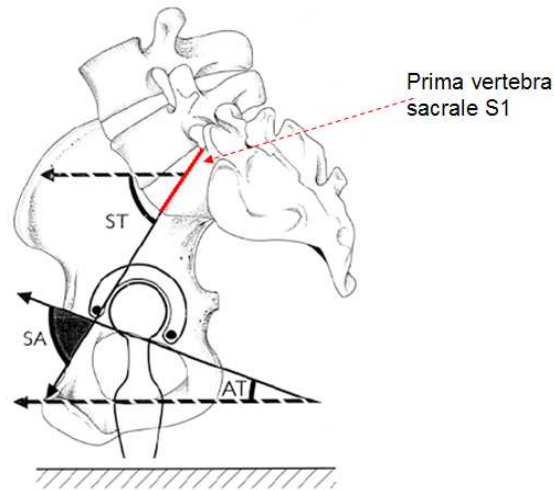


**Figura 2.8: Sistema di Riferimento “Funzionale” calcolato.**

### 2.1.3 Sistema di Riferimento “di Lazennec”

Viene definito l'angolo “*Sacral tilting Standing ST*”.

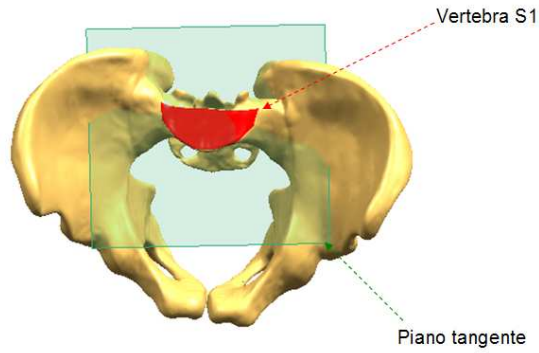
L'angolo ST, è l'angolo compreso tra il piano orizzontale e la linea tangente alla prima vertebra sacrale S1 come si vede dalla Figura 2.9 [39]. In posizione eretta vale in media  $41^\circ$  [39].



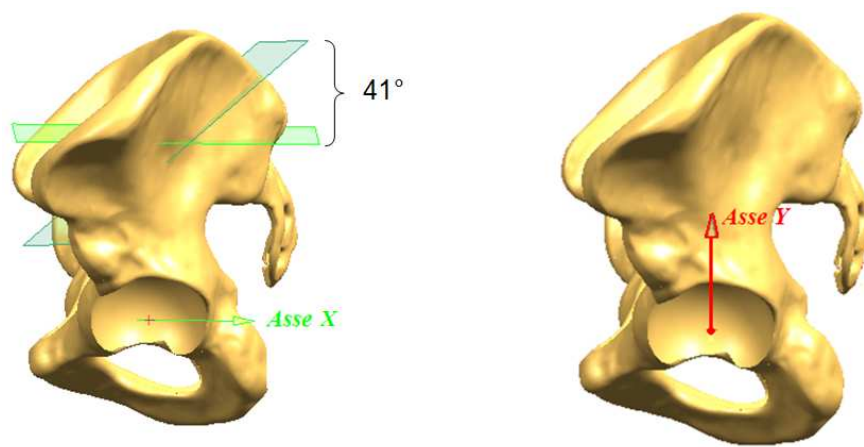
**Figura 2.9: Identificazione della prima vertebra sacrale S1, e dell'angolo ST [39].**

Una volta individuata tramite “palpazione virtuale” la tangente a S1 e costruito un piano che giace su essa [Figura 2.10], è stato definito l'asse orizzontale X (il cui versore è stato diretto posteriormente) come una linea parallela a un piano inclinato di  $41^\circ$  rispetto al precedente [Figura 2.11].

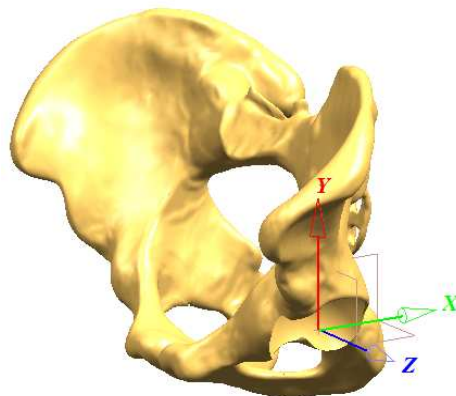
Per completare la terna ortogonale è stato preso come asse Y (il cui versore è stato diretto dal basso verso l'alto) una linea parallela alla linea tangente al coccige e perpendicolare all'orizzontale [Figura 2.11] e l'asse Z (il cui versore è stato diretto esternamente) come l'asse ortogonale ai primi due [Figura 2.12].



**Figura 2.10: Individuazione della vertebra S1 e costruzione del piano tangente.**



**Figura 2.11: Creazione dell'asse X (a sinistra, dove è in evidenza il piano orizzontale) e dell'asse Y (a destra, dove è in evidenza la tangente al coccyge).**



**Figura 2.12: Sistema di Riferimento "di Lazenec" calcolato.**

Per tutti i Sistemi di Riferimento del bacino descritti il piano XY rappresenta il piano sagittale, il piano XZ il piano trasverso o orizzontale e il piano YZ il piano frontale.

### 2.1.4 Differenze tra i Sistemi di Riferimento

Sono state misurate le differenze tra i tre Sistemi di Riferimento del bacino costruiti. Si ricorda che i Sistemi di Riferimento sono stati definiti con l'origine nel centro dell'articolazione [Figura 2.13].

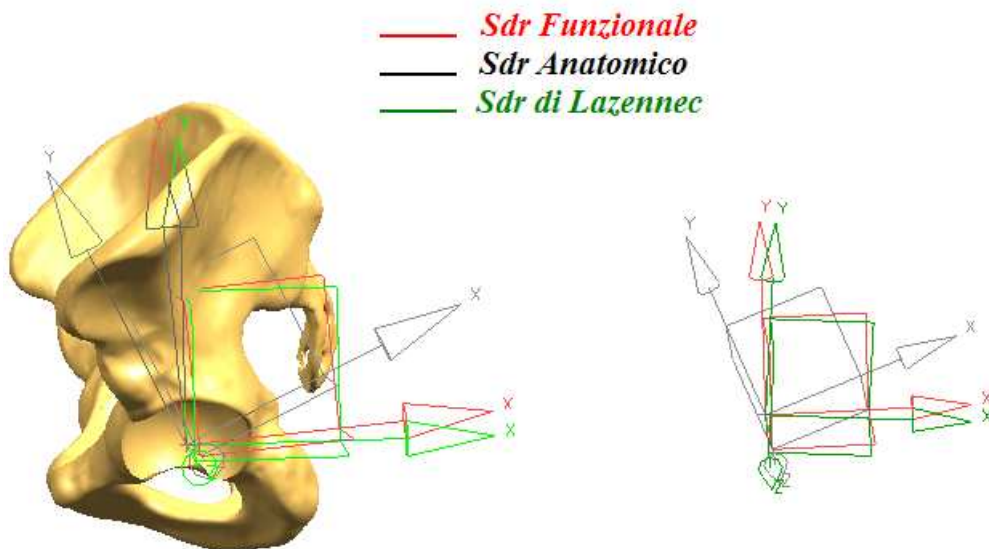


Figura 2.13: I tre Sistemi di Riferimento del bacino, in una vista laterale.

Il Sistema di Riferimento "Anatomico" rispetto a quello "Funzionale" è risultato essere ruotato in avanti (l'asse X è diretto posteriormente) di  $20,8^\circ$  attorno all'asse Z [Figura 2.14]. Infatti, nei due Sistemi, l'asse Z coincide essendo stato calcolato nello stesso modo.

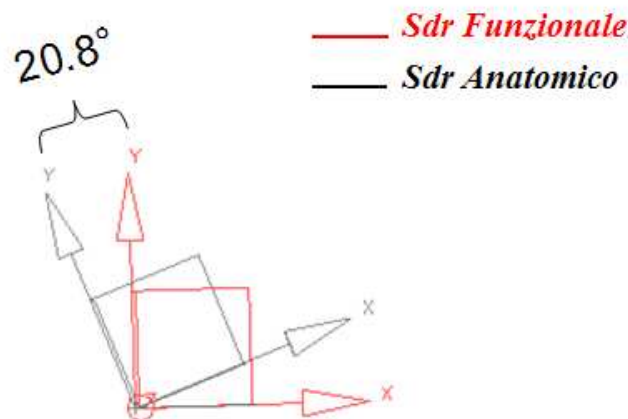
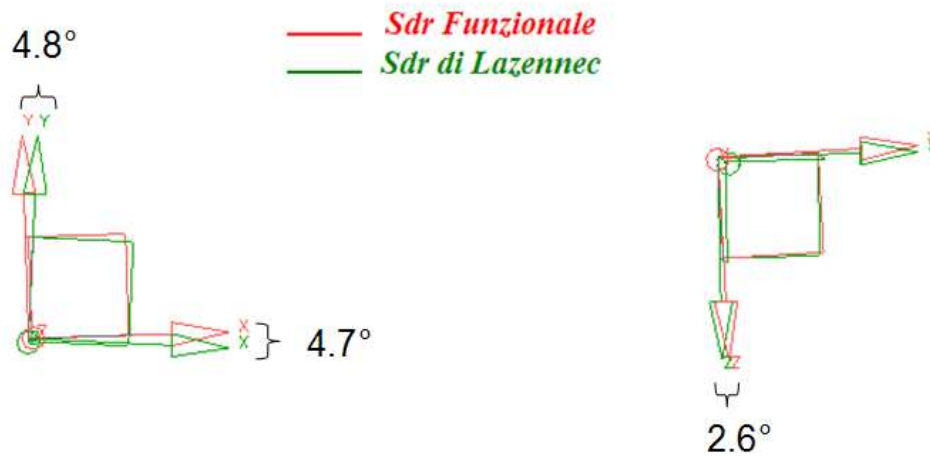


Figura 2.14: Differenza tra Sistema "Anatomico" (nero) e "Funzionale" (rosso), in una vista laterale.

La differenza tra il Sistema "Funzionale" e quello "di Lazennec" si è riscontrata in tutti e tre gli assi (Asse X:  $4,7^\circ$ , Asse Y:  $4,8^\circ$ , Asse Z:  $2,6^\circ$ , Figura 2.15). Per l'individuazione degli assi dei due Sistemi in

esame sono stati impiegati principi completamente diversi, ma la diversità è risultata essere solo di pochi gradi, confrontabile con l'errore di misura.



**Figura 2.15: Differenza tra Sistema "Funzionale" e "di Lazennec" in una vista laterale (a sinistra) e in una vista dall'alto (a destra).**

Per questo lavoro è stato utilizzato il Sistema di Riferimento "Funzionale". Tale scelta è stata fatta per la maggiore disponibilità di dati sul ROM presenti in Letteratura rispetto a questo sistema piuttosto che all'Anatomico o a quello "di Lazennec".

## 2.2 Sistema di Riferimento del femore

In accordo con ISB [60], il Sistema di Riferimento del femore è stato ottenuto identificando tramite “palpazione virtuale” i due epicondili femorali (FE), il loro punto medio (MFE) ed il centro della testa (O) [Figura 2.16]. L’origine è stata fatta coincidere con il centro della testa.

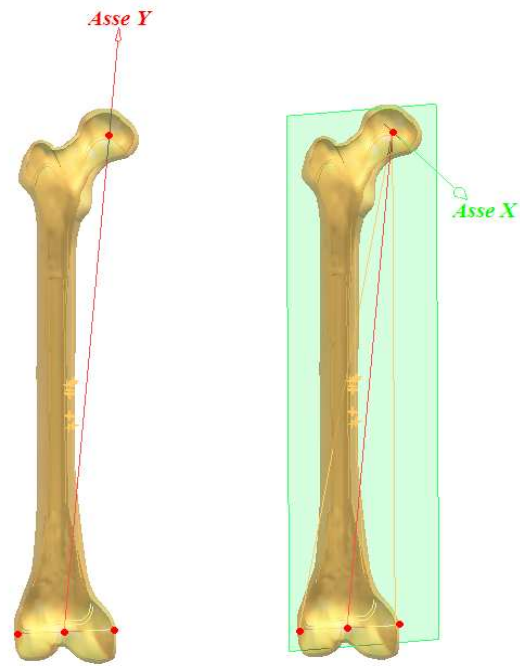


**Figura 2.16: Punti anatomici individuati per la creazione del Sistema di Riferimento del femore.**

Si è creato il sistema di riferimento definendo:

- l’asse Y (il cui versore è stato diretto cranialmente) come la linea congiungente il punto medio degli epicondili femorali, MFE, e il centro della testa, O [Figura 2.17];
- l’asse X (il cui versore è stato diretto posteriormente) come la linea perpendicolare all’ asse Y giacente sul piano definito dal centro della testa e i due epicondili femorali, FE [Figura 2.17];
- l’asse Z (il cui versore è stato diretto esternamente) come l’asse ortogonale ai primi due [Figura 2.18].





**Figura 2.17:** Creazione dell'asse Y (a sinistra) e dell'asse X (a destra), in una vista posteriore.

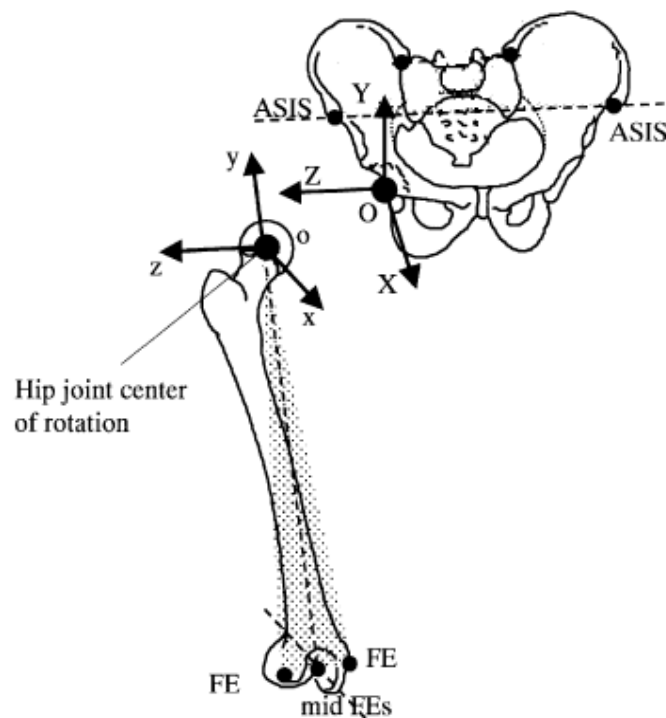


**Figura 2.18:** Vista posteriore del Sistema di Riferimento del femore calcolato.

### 2.3 Posa eretta

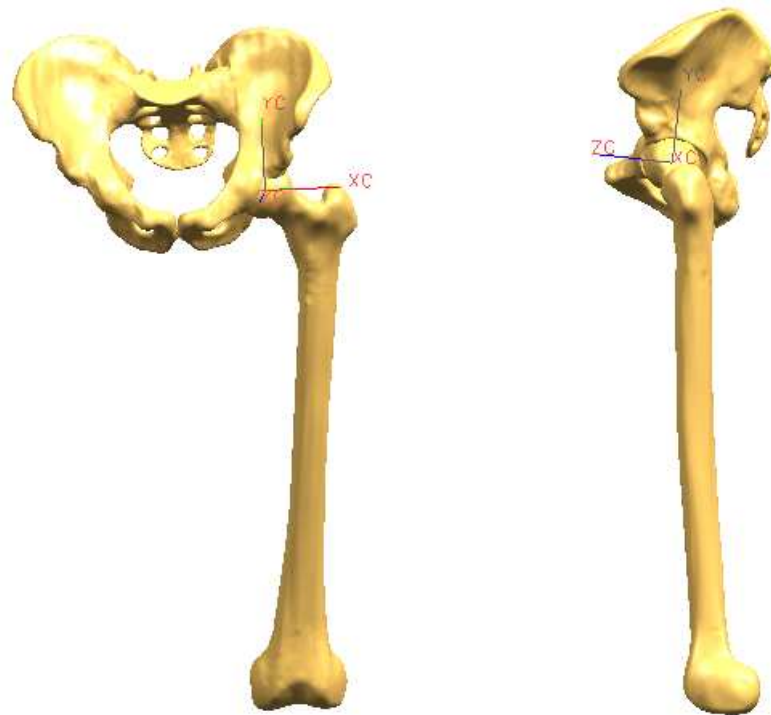
Una volta definiti i Sistemi di Riferimento del bacino e del femore si è proceduto con l'operazione di vincolo tra i due, facendo coincidere l'origine del Sistema del femore con quello del bacino; in questo modo è stata ripristinata la condizione fisiologica che vede il centro della testa come centro dell'articolazione.

Successivamente si sono vincolati gli assi, allineando ogni asse del Sistema di Riferimento del femore con il rispettivo asse del Sistema di Riferimento del bacino, in accordo con ISB [60] [Figura 2.19].



**Figura 2.19: Individuazione e vincolo dei due Sistemi di Riferimento, secondo ISB [61].**

In questo modo, è stata ottenuta la posa in cui il bacino e il femore si trovano nella condizione di postura eretta [Figura 2.20].



**Figura 2.20: Posa eretta ottenuta dopo il vincolo tra i due Sistemi di Riferimento nella vista frontale (a sinistra) e vista laterale (a destra).**

## 2.4 Componenti e assemblaggio

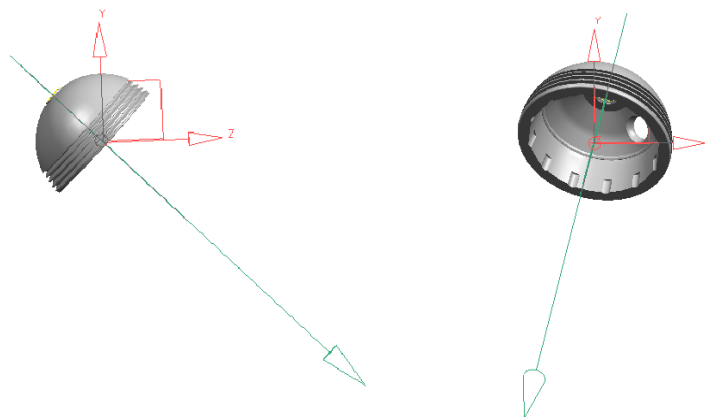
La simulazione dell'impianto protesico è stata resa possibile in quanto per ogni componente si è realizzato il corrispettivo modello CAD, ed è quindi risultato gestibile via software.

Per poter inserire e vincolare la protesi desiderata nel bacino e nel femore si sono sfruttate le funzioni di vincolo presenti nell'ambiente di lavoro di NX e le caratteristiche geometriche dei componenti protesici.

### 2.4.1 Coppa e Inserto

La coppa è stata posizionata in accordo con la “*Safe-Zone area*” di Lewinnek [28], quindi con un'abduzione di  $45^\circ$  rispetto al piano X-Y e un'antiversione di  $15^\circ$  rispetto al piano Y-Z [Figura 2.21].

Si sono costruiti i due piani inclinati rispetto a XY (di  $45^\circ$ ) e YZ (di  $15^\circ$ ) del Sistema di Riferimento del bacino, e si è calcolato l'asse di intersezione tra i due. L'asse della coppa è stato allineato a quest'ultimo. Il modello è stato costruito in modo che si possano variare gli angoli di abduzione e antiversione della coppa modificando il valore espresso in gradi dell'inclinazione del piano corrispondente.



**Figura 2.21: Abduzione di  $45^\circ$  (a sinistra) e antiversione di  $15^\circ$  (a destra) della coppa.**

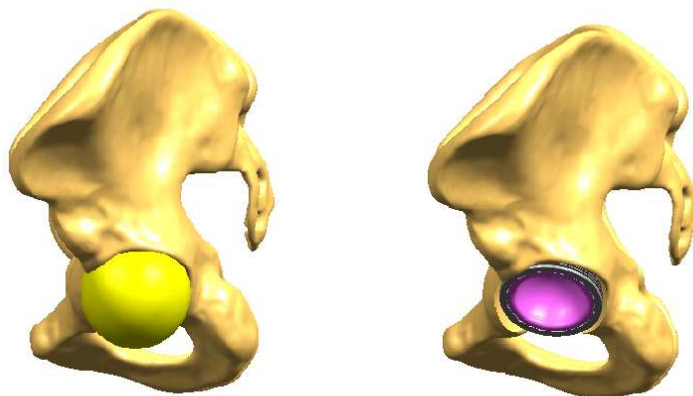
All'interno della coppa è stato fissato l'inserto, che andrà poi ad accogliere la testa del femore (la misura dell'inserto è dipendente dal diametro della testa che si andrà ad inserire). Insieme sono stati posizionati nella cavità dell'acetabolo, garantendo il vincolo tra il centro

dell'articolazione e il centro della semisfera rappresentante la coppa [Figura 2.22].

Il diametro esterno della coppa è stato scelto di 52mm, e per poterla inserire in maniera corretta nella cavità acetabolare (evitando compenetrazioni con il bacino) è stato effettuato un “*Subtract*”, ovvero un'operazione booleana, tra il bacino e una sfera di diametro analogo [Figura 2.23]. Questo accorgimento è molto simile all'operazione di fresata che viene svolta dal chirurgo in fase operatoria, dove viene preparata la sede acetabolare per accogliere la coppa.



**Figura 2.22: Coppa e Insetto.**



**Figura 2.23: Sfera per il “*Subtract*” ( a sinistra) e coppa e inserto posizionati nell'acetabolo (a destra).**

### 2.4.2 Testa protesica

Il centro della testa protesica è stato sempre vincolato al centro dell'articolazione. Infatti, dal momento in cui l'inserto è stato vincolato alla coppa, che ha fissato il centro della sua circonferenza esterna con il centro dell'articolazione, di conseguenza anche il centro della testa si è ritrovato ad essere vincolato in quel punto.

Per quanto riguarda le teste sono state due le grandezze considerate:

- la larghezza (dipendente dal diametro);
- la lunghezza (dipendente dalla taglia).

In questo lavoro sono stati utilizzati 4 diametri differenti della testa

[Figura 2.24]:

- 28mm;
- 32mm;
- 36mm;
- 40mm.

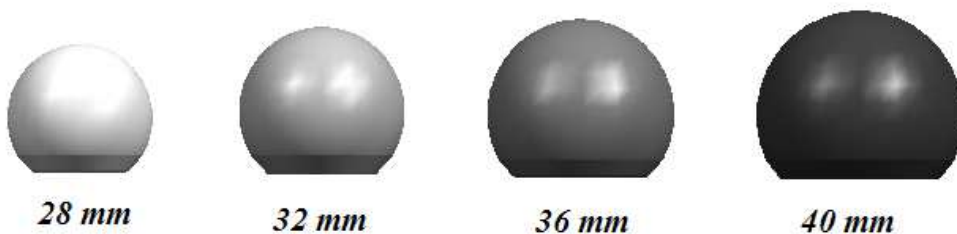


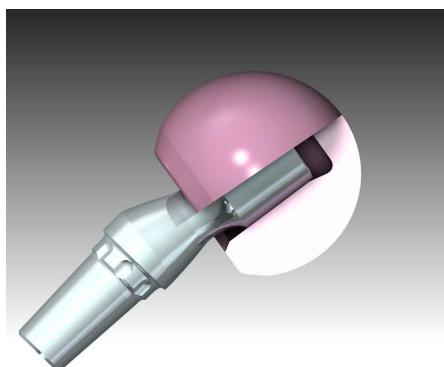
Figura 2.24: Teste con diverso valore di diametro.

Anche le taglie della testa disponibili sono 4:

- S;
- M;
- L;
- XL.

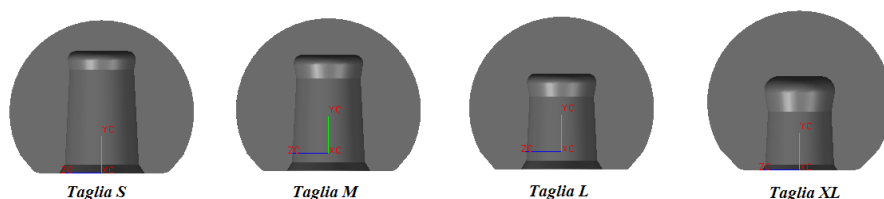
In questo lavoro sono state utilizzate solo teste di taglia M o L.

In Figura 2.25 si nota come nella a testa protesica sia dotata di una sede, dove viene inserito e “incastrato” il collo protesico.



**Figura 2.25:** Sezione della testa protesica che mostra le sede in cui si inserisce il collo.

Quello che risulta variato quando si parla di lunghezza è quindi la lunghezza della sede che accoglie il collo [Figura 2.26]. Aumentando la taglia il punto di incastro testa-collo a parità di collo si sposta lateralmente; viceversa, diminuendola, il punto si sposta verso l'interno.



**Figura 11.26:** Varie taglie della testa da 36 mm di diametro.

In Tabella 2.1 sono riassunte le differenze tra le varie teste, prendendo come “zero” la lunghezza della taglia M.

**Tabella 2.1:** Differenze tra le taglie delle teste femorali al variare del diametro. La taglia M è presa come “zero”.

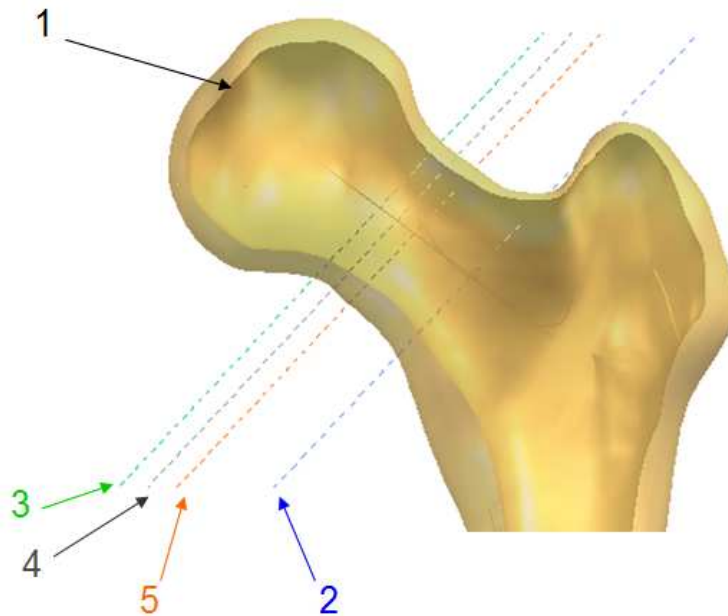
Taglia	Diametro (mm)	Lunghezza (mm)
L	28	+3.5
M	28	0
S	28	-3.5
XL	32/36/40	+8
L	32/36/40	+4
M	32/36/40	0
S	32/36/40	-4

## 2.5 Modelli

Sono 5 i modelli che sono stati prima costruiti e poi simulati:

1. Senza Protesi;
2. Protesi Convenzionale;
3. Protesi a Totale Conservazione del collo femorale;
4. Protesi a Media Conservazione del collo femorale;
5. Protesi a Bassa Conservazione del collo femorale.

Tutti i modelli hanno lo stesso OFFSET di 46,3mm., quello che cambia è il livello di resezione del femore [Figura 2.27].



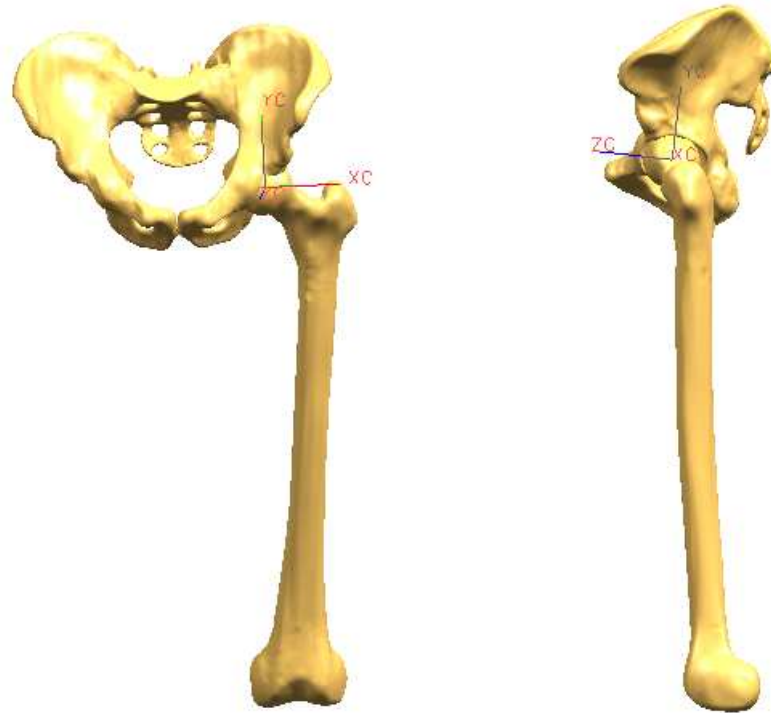
**Figura 2.27: Livelli di resezione del femore per ogni modello. Il modello Senza Protesi prevede l'utilizzo del femore intatto.**



### 2.5.1 Modello Senza Protesi

Il modello Senza Protesi è stato composto dal bacino e dal femore “naturali”, cioè senza impianto.

Si sono individuati il Sistema di Riferimento del bacino e del femore e si sono vincolati, trovando così la posa eretta [Figura 2.28].



**Figura 2.28: Visione frontale (a sinistra) e laterale (a destra) del modello Senza Protesi.**

### 2.5.2 Modello di Protesi Convenzionale (completa resezione del collo)

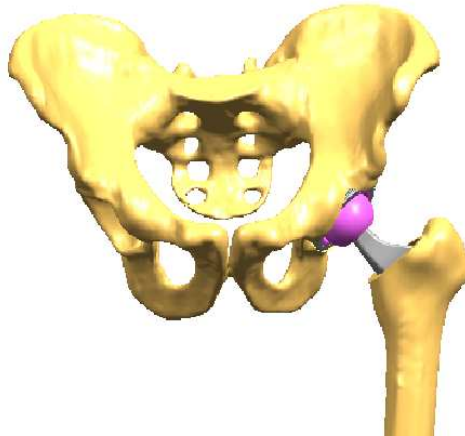


Figura 2.29: Vista frontale del modello di Protesi Convenzionale.

Per la creazione del modello di Protesi convenzionale (o a resezione completa del collo), raffigurato in Figura 2.29, si è impiantata virtualmente una protesi denominata MISTRAL (SAMO).

Si è utilizzata la stessa componente acetabolare e la testa da 36mm di diametro (con il centro vincolato al centro dell'articolazione) per tutti i modelli di Protesi.

La prerogativa rispettata per la creazione dei modelli di Protesi è quella di mantenere vincolato il centro della testa protesica con il centro dell'articolazione. Inoltre, la posa eretta da cui si sono fatti partire i movimenti rimane la stessa descritta nel paragrafo 2.3.

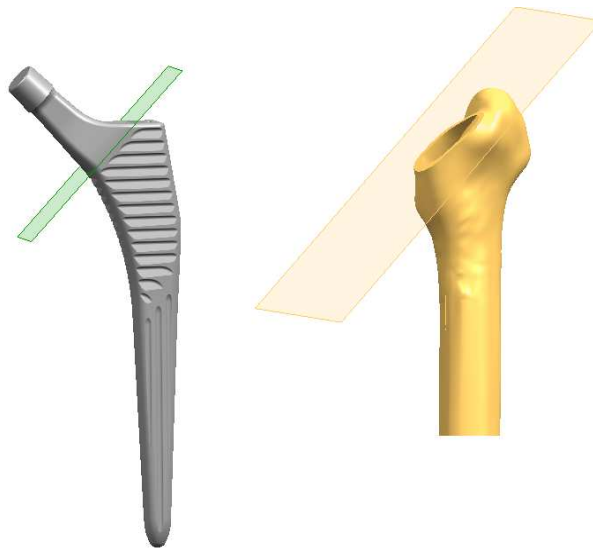
Quello che si è variato da modello a modello è stata la taglia della testa (in questo caso M) e la componente femorale; la protesi di questo modello è di tipo "monoblocco" o monolitica, cioè il collo e lo stelo sono un componente unico.

Per il posizionamento è stato prima vincolato il collo con la testa, dopodiché si è inserita la protesi nel femore.

Il femore è stato tagliato eseguendo la funzione "*Trim-body*", a distanza calcolata mediante gli *Sketch*, e con un angolo di 45° rispetto al suo asse, per rispecchiare al meglio i parametri di un'operazione chirurgica classica.

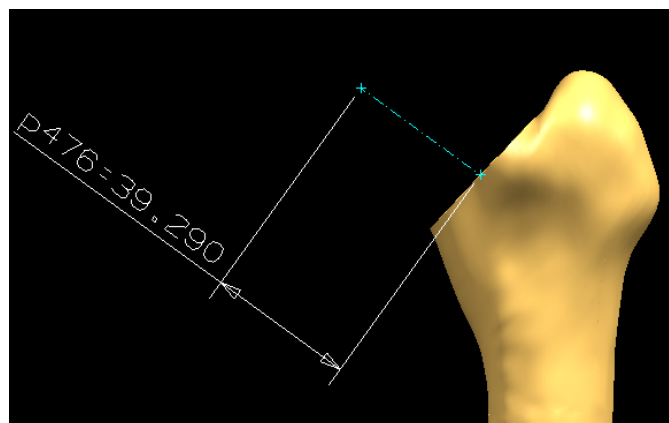
Per la funzione “Trim” è stato necessario fornire il piano attraverso il quale tagliare il femore, e per far questo era inevitabile conoscere a priori il punto sull’asse del collo del femore dove applicare la resezione. Ciò è stato possibile perché questo punto è risultato essere dipendente dalla lunghezza del collo protesico e dal punto di esso che deve combaciare con il piano di osteotomia, ovvero due valori noti.

In Figura 2.30 si rappresenta come, nel modello di protesi MISTRAL, sia disponibile il piano di osteotomia, che al momento del fissaggio è stato vincolato con il piano ottenuto nel femore.



**Figura 2.30: protesi MISTRAL (a sinistra) e femore (a destra) con i rispettivi piani di osteotomia.**

In questo modello il collo è stato completamente resecato a una distanza di 39,29mm dal centro della testa [Figura 2.31 e 2.32].

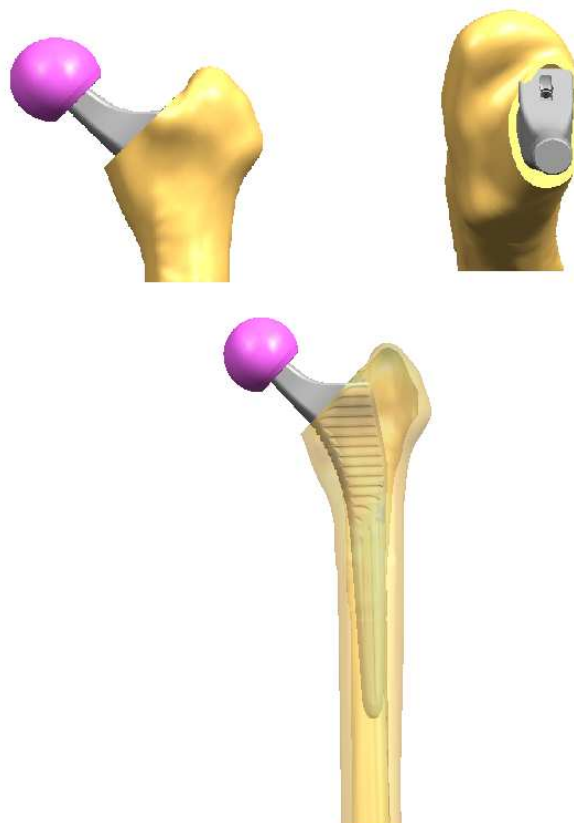


**Figura 2.31: Immagine dello Sketch del femore con misura della distanza, dal centro testa, del punto di resezione, per il modello di Protesi Convenzionale.**



**Figura 2.32:** Immagine dello *Sketch* del femore dove viene stabilito il punto dove eseguire il “Trim”. Si evidenzia anche l’angolo di taglio di 45°.

Per inserire la protesi nel femore, cercando il miglior posizionamento possibile nel canale diafisiario, l’operazione è stata condotta manualmente muovendo il componente con il comando “*Move component*” [Figura 2.33].

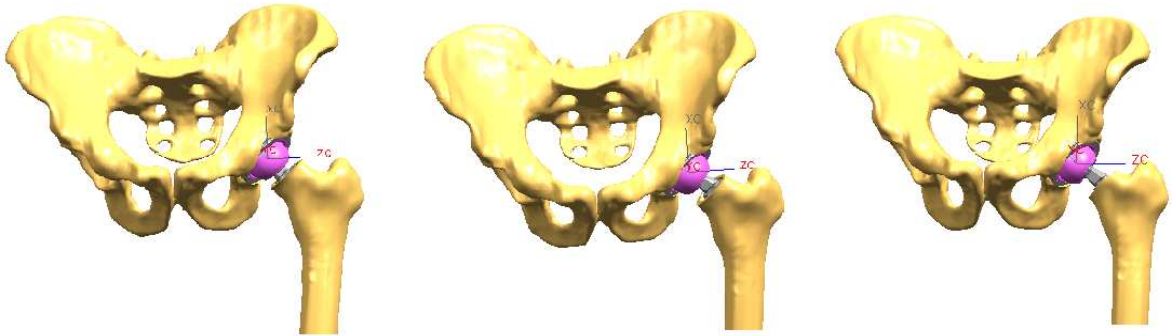


**Figura 2.33:** Disposizione della *Protesi Convenzionale* nel femore: si nota la doppia ombreggiatura che identifica la struttura corticale rispetto alla struttura spongiosa.

### 2.5.3 Modello di Protesi Conservativa

I modelli di Protesi conservativa sono in totale tre [Figura 2.34]:

- Totale Conservazione del collo femorale;
- Media Conservazione del collo femorale;
- Bassa Conservazione di collo femorale.



**Figura 2.34: Da destra a sinistra vista frontale del modello a Totale, Media e Bassa Conservazione del collo femorale.**

Tutti i modelli prevedono l'impianto di una protesi denominata XFIT (SAMO).

La protesi Conservativa è modulare, in quanto il tipo di collo inserito è un componente separato dallo stelo, e può essere Retto o Varo [Figura 2.35]. Lo stelo è lo stesso per ogni modello.

Si ricorda che la prerogativa di tutti i modelli è quella di rispettare l'offset femorale (il centro della testa naturale del femore rimane sempre vincolato al centro dell'articolazione).

La misurazione del punto in cui resecare il collo è stata fatta a ritroso così come per la protesi Convenzionale. Partendo dall'incastro collo-testa, conoscendo la lunghezza del collo e il punto in cui si presenta il livello di osteotomia della protesi (ovvero la base dello stelo), si è identificata a quale distanza dal centro della testa occorresse resecare il femore.

Di conseguenza un collo più lungo, a parità di punto di incastro nella testa, avrà il piano di resezione più lontano dal centro.

Il collo Varo ha permesso quindi la resezione di 4mm di collo femorale in più rispetto al collo Retto essendo 4mm più lungo.

Anche per questi modelli è stata conservata la stessa posa eretta descritta nel paragrafo 2.3 come partenza per la simulazione dei movimenti, e il vincolo tra centro della testa protesica e centro dell'articolazione.

Quando è stata variata la taglia della testa, la posizione delle componenti protesiche, stelo/collo/testa/coppa, è rimasta invariata.



**Figura 2.35: Stelo XFIT (in alto a sinistra) con i due tipi di collo (retto al centro e varo a sinistra). In basso si evidenzia il piano di osteotomia presente sulla base dello stelo.**

### 2.5.3.1 Modello di Protesi a Totale Conservazione del collo femorale

Nel modello a Totale Conservazione il collo del femore è stato conservato nella misura maggiore, infatti è stato resecato a una distanza di 18,57mm dal centro della testa [Figura 2.36].

Il collo protesico che è stato utilizzato è il Collo Retto, vincolato alla testa di 36mm di diametro e di taglia M.

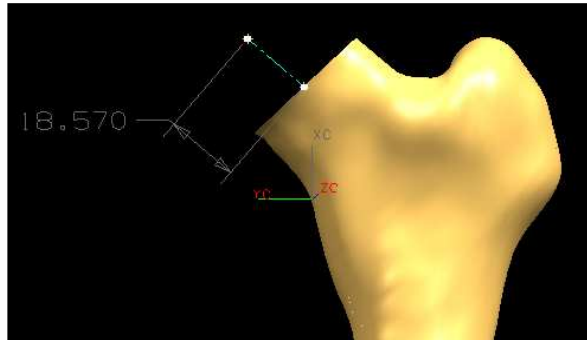


Figura 2.36: Immagine dello *Sketch* del femore con misura della distanza, dal centro testa, del punto di resezione per il modello di Protesi a Totale Conservazione

Una volta vincolato il centro della testa al centro dell'articolazione, e il collo con lo stelo, lo stelo stesso è stato inserito nel femore seguendo lo stesso procedimento descritto per il Modello di Protesi Convenzionale [Figura 2.37].

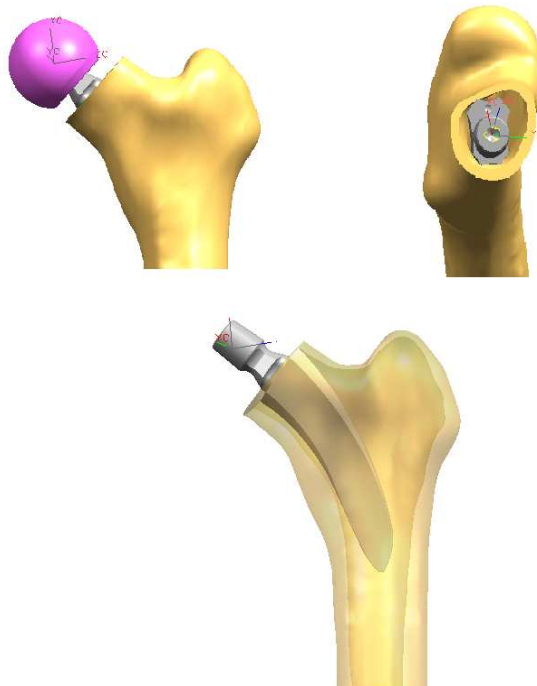


Figura 2.37: Disposizione della Protesi a Totale Conservazione nel femore.

### 2.5.3.2 Modello di Protesi a Media Conservazione del collo femorale

Nel modello denominato a Media Conservazione il collo femorale è stato resecato a una distanza di 22,4mm dal centro della testa [Figura 2.38].

Il collo protesico che è stato utilizzato è il Collo Varo, vincolato alla testa di 36mm di diametro e di taglia M.

La differenza di 4mm rispetto al livello di resezione del modello a Totale Conservazione è stata ottenuta in virtù della prerogativa del rispettare l'offset anatomico e dell'utilizzo del collo Varo che, rispetto al Retto, è 4mm più lungo.

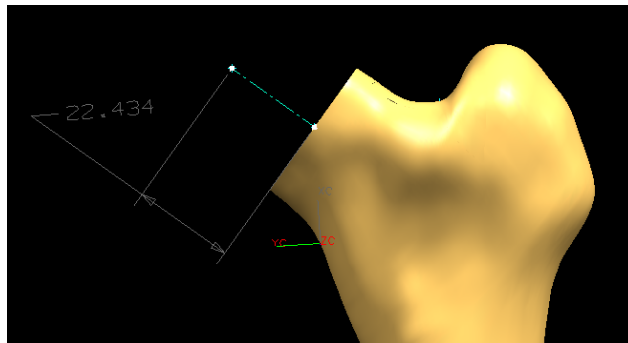


Figura 2.38: Immagine dello *Sketch* del femore con misura della distanza dal centro testa del punto di resezione per il modello di Protesi a Media Conservazione.

Una volta vincolato il centro della testa al centro dell'articolazione, e il collo con lo stelo, lo stelo stesso è stato inserito nel femore [Figura 2.39].

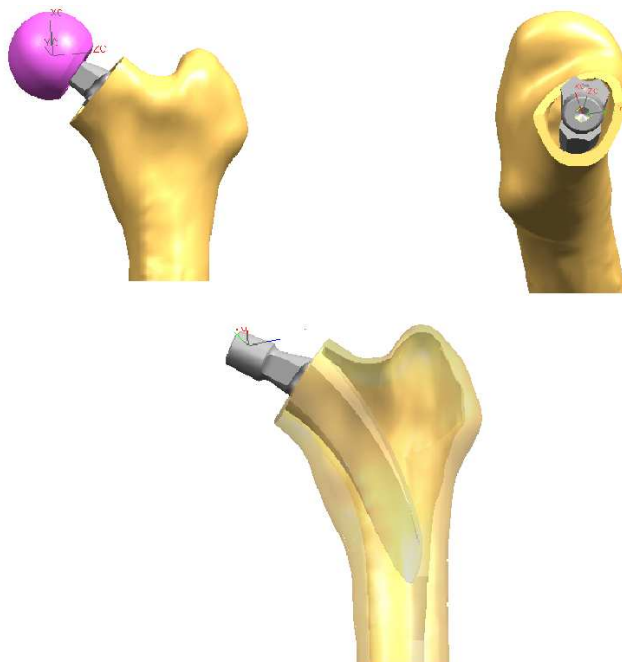


Figura 2.39: Disposizione della Protesi a Media Conservazione nel femore.

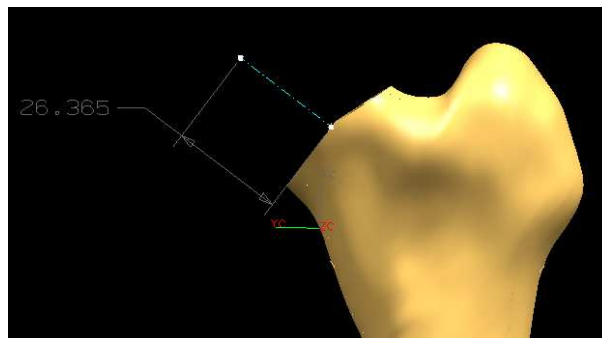


### 2.5.3.3 Modello di Protesi a Bassa Conservazione del collo femorale

Nel modello denominato a Bassa Conservazione il collo femorale è stato resecato a una distanza di 26,36mm dal centro della testa [Figura 2.40].

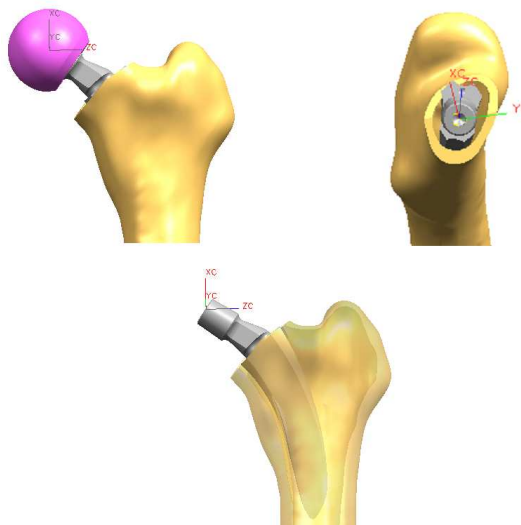
Il collo protesico che è stato utilizzato è il Collo Varo, vincolato alla testa di 36mm di diametro e di taglia L.

La differenza di 4mm rispetto al livello di resezione del modello a Media Conservazione è stata ottenuta in virtù della prerogativa del rispettare l'offset anatomico e dell'utilizzo della testa di Taglia L che, rispetto a quella di taglia M, ha la sede che accoglie il collo 4mm più corta [Tabella 2.1].



**Figura 2.40:** Immagine dello *Sketch* del femore con misura della distanza dal centro testa del punto di resezione per il modello di Protesi a Bassa Conservazione; è stato eseguito un doppio *Trim* per adattare l'osso del collo del femore conservato allo stelo.

Una volta vincolato il centro della testa al centro dell'articolazione, e il collo con lo stelo, lo stelo stesso è stato inserito nel femore [Figura 2.41].



**Figura 2.41:** Disposizione della Protesi a Bassa Conservazione nel femore.

## 2.6 Rotazioni di base

Garantendo la possibilità al femore di poter ruotare attorno al Sistema di Riferimento fisso del bacino (ovvero rimuovendo i vincoli sugli assi dei due Sistemi di Riferimento) sono stati simulati i movimenti.

È stato quindi simulato il ROM fino all'*impingement* delle 6 rotazioni di base del femore [Figura 2.42]:

- *Abduzione / Adduzione*, rotazione attorno all'asse X del Sistema di Riferimento "Funzionale";
- *IntraRotazione / ExtraRotazione*, rotazione attorno all'asse Y del Sistema di Riferimento "Funzionale";
- *Flessione / Estensione*, rotazione attorno all'asse Z del Sistema di Riferimento "Funzionale".

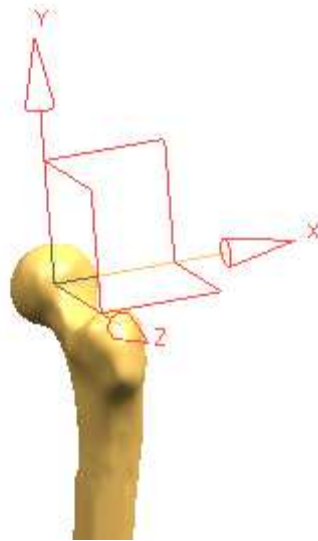


Figura 2.42: Assi intorno ai quali si eseguono i movimenti semplici.

Questi movimenti, di pura rotazione attorno ai 3 assi (del Sistema di Riferimento del Bacino, che rimane fisso), sono stati simulati fino all'*impingement* utilizzando il comando "*Move component*" → "*Rotate about Axis*". L'angolo è stato incrementato manualmente, con una precisione di 1° [Figura 2.43].

L'impingement è stato identificato attivando la funzione "Stop Before Collision", la quale colora di rosso i corpi che stanno per compenetrare, fermando il movimento prima che ciò avvenga [Figura 2.44].

Il software è in grado di segnalare ogni tipo di contatto, sia esso tra componente protesica e componente protesica (c-c), tra osso e osso (b-b) e anche tra osso e componente (b-c) [Figura 2.44].

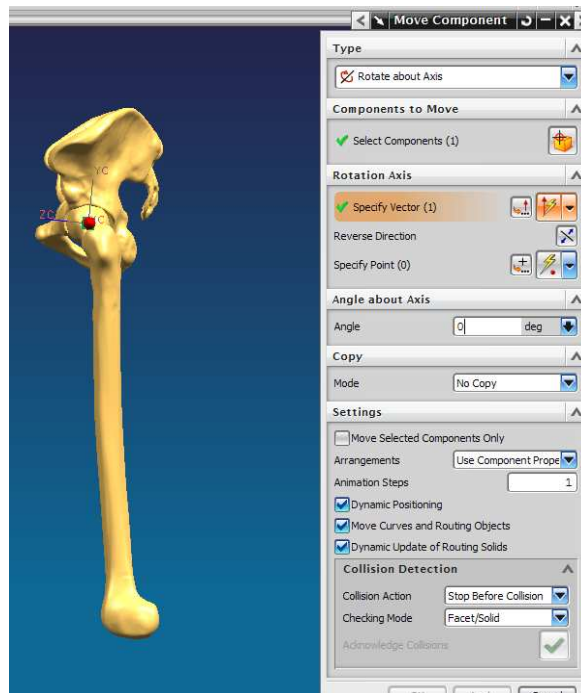


Figura 2.43: Schermata di lavoro di NX: si nota l'impostazione del vettore attorno al quale simulare il movimento (*Specify Vector*), la finestra dove impostare il valore dell'angolo in gradi (*Angle*) e la funzione *Stop Before Collision* attivata.

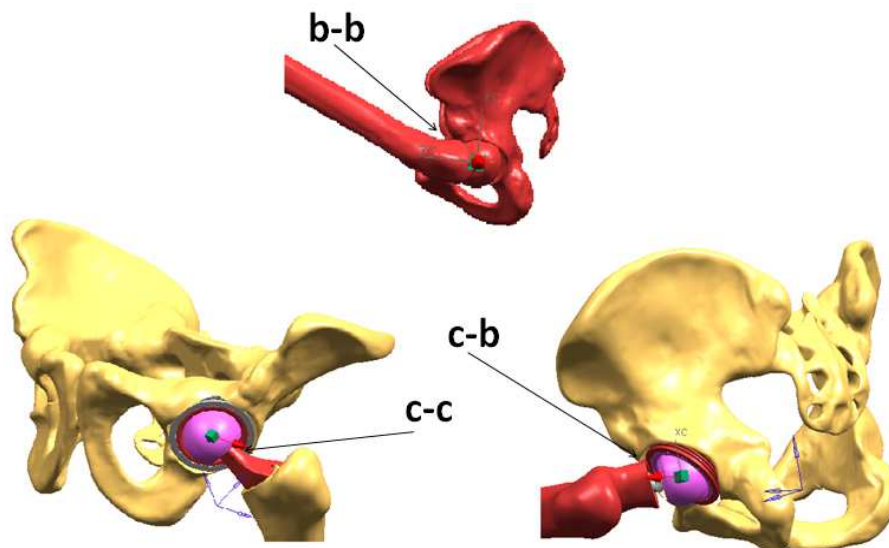


Figura 2.44: Esempi di contatto osso-osso (in alto), componente-componente (in basso a sinistra) e componente-osso (in basso a destra).

## 2.7 Movimenti Critici

Sono stati simulati anche i movimenti ritenuti più a rischio di lussazione, denominati Critici, i quali non sono altro che combinazioni simultanee delle rotazioni di base.

Per la simulazione modellistica si sono impostate due rotazioni iniziali e si è ricercato il massimo valore del terzo movimento, fino all'*impingement*.

Sono 6 i movimenti critici che sono stati testati:

- *Pivot*: da una posizione eretta, ruotare il corpo da un lato tenendo fermo l'arto contro laterale [Figura 2.45]. 5° Abduzione / 15° Estensione / Max ExtraRotazione [29];



Figura 2.45: Esempio di movimento di Pivot [29].

- *Roll*: da una posizione distesa supina, ruotare verso l'esterno una gamba [Figura 2.46]. 5° Adduzione / 5° Estensione / Max ExtraRotazione [29];

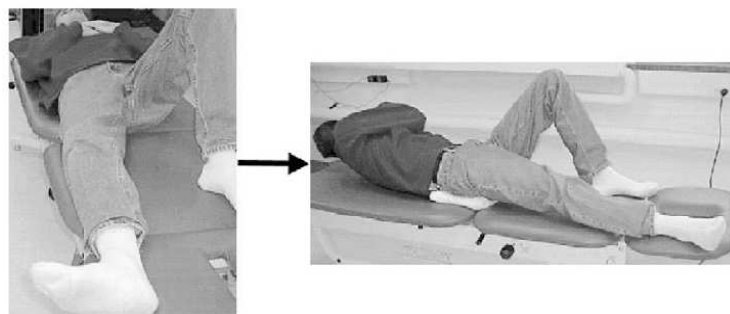


Figura 2.46: Esempio di movimento di Roll [29].

- *Stoop*: partendo da una posizione eretta, raccogliere un oggetto dal suolo posizionato di fianco a un piede [Figura 2.47]. 5° Adduzione / 25° IntraRotazione / Max Flessione [29];

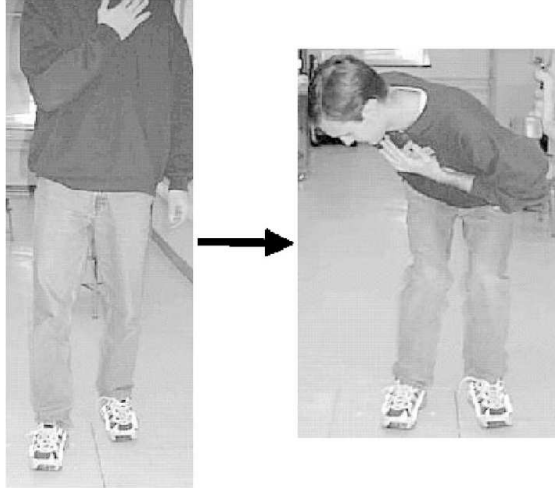


Figura 2.47: Esempio di movimento di Stoop [29].

- *Sit to Stand*: partendo da una posizione seduta, alzarsi in piedi (alzata da sedia, Figura 2.48) . 10° Abduzione / 15° Intraotazione / Max Flessione;

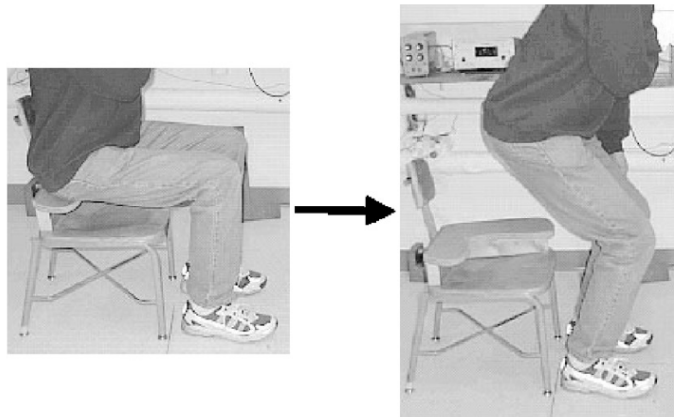
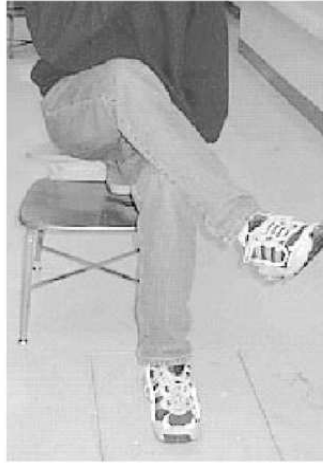


Figura 2.48: Esempio di movimento di Sit to Stand [29].

- *Cross Legs*: da una posizione seduta, incrociare una gamba sull'altra [Figura 2.49]. 15° Adduzione / 15° ExtraRotazione / Max Flessione [29];



**Figura 2.49: Esempio di movimento di Cross Legs [29].**

- *Shoe Tying*: da una posizione seduta, allacciarsi una scarpa [Figura 2.50]. 15° Adduzione / 10° IntraRotazione / Max Flessione [29].



**Figura 2.50: Esempio di movimento di Shoe Tying [29].**

Il Pivot e il Roll sono movimenti a rischio di lussazione anteriore, tutti gli altri invece sono a rischio di lussazione posteriore.

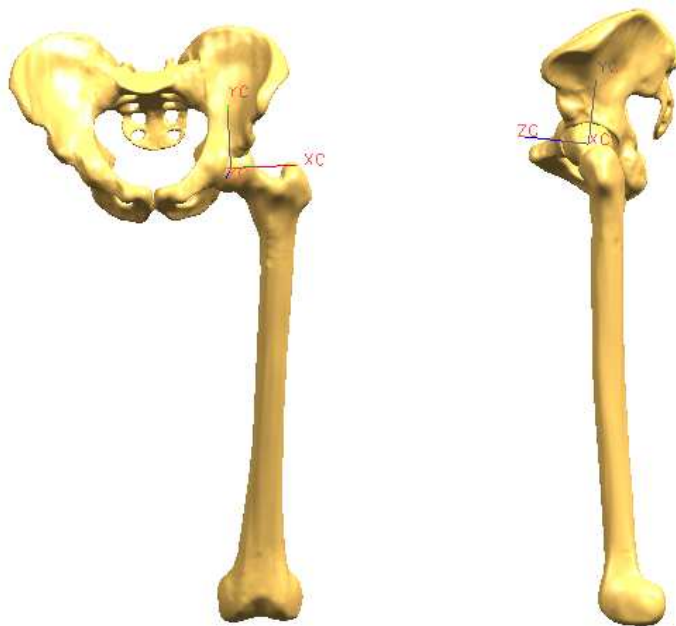
I movimenti da seduti, ovvero gli ultimi tre, sono stati espressi come valori addizionali a quelli serviti per poter posizionare il femore nella posizione di partenza seduta.

Per posizionare il bacino e il femore nella posa seduta (rappresentato in Figura 2.51) si è flesso di 90° il femore rispetto alla posizione eretta

iniziale [Figura 2.52]. Inoltre si è inclinato indietro il bacino di  $36^\circ$  in accordo con DiGioia et al. [55].



**Figura 2.51: Posa di bacino-femore in postura seduta in una visione frontale (a sinistra) e laterale (a destra).**



**Figura 2.52: Posa di bacino-femore in postura eretta in una visione frontale (a sinistra) e laterale (a destra).**

## 2.8 Altre simulazioni di ROM

### 2.8.1 Variazione del posizionamento della coppa

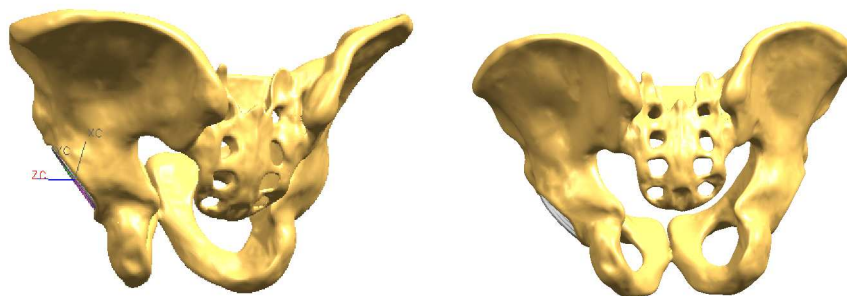
Il ROM dei movimenti a rischio di una lussazione anteriore è risultato essere “limitato” dall’antiversione (di 15°) della coppa. In fase operatoria il chirurgo può optare per una diversa antiversione della coppa in base alle esigenze, ma può anche accadere che per errore l’orientazione non risulti essere quella desiderata.

Per verificare la dipendenza dall’orientazione della coppa del ROM si esplorano le simulazioni dei movimenti con la coppa orientata di 45° in abduzione e 0° in antiversione [Figura 2.53 e 2.54].

Con questa nuova posizione della coppa sono state simulate sia le rotazioni di base che i movimenti Critici per tutti i modelli, con testa di 32mm di diametro.



**Figura 2.53: Vista laterale della coppa e dell’inserto nella nuova orientazione (45° abduzione e 15° antiversione).**



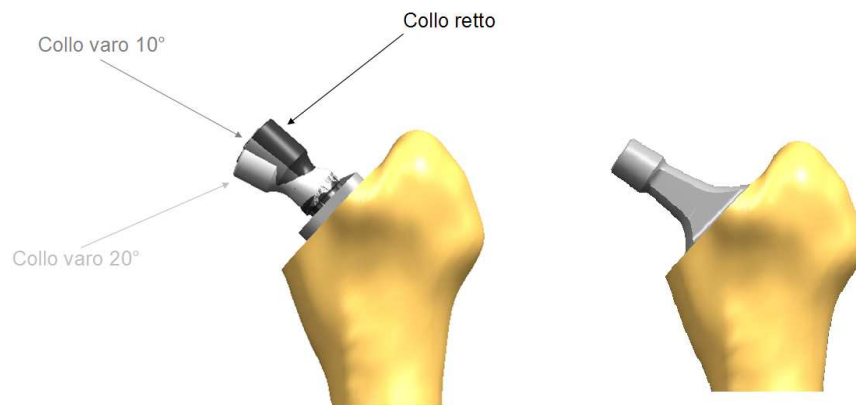
**Figura 2.54: Vista posteriore della componente acetabolare con orientamento 45°/0° (a sinistra) e 45°/15° (a destra).**



### 2.8.2 Variazione dell'offset

I modelli che sono stati utilizzati finora hanno mantenuto l'offset femorale anatomico; per voler verificare l'effetto sul ROM prima dell'*impingement* di questo parametro sono stati costruiti dei nuovi modelli [Figura 2.55]:

- Modello di Protesi Monolitica;
- Modello di Protesi Modulare con collo retto;
- Modello di Protesi Modulare con collo varo di 10°;
- Modello di Protesi Modulare con collo varo di 20°;
- Modello di Protesi Modulare con collo varo di 20° (Testa L).



**Figura 2.55:** Si evidenziano i tre colli modulari (a sinistra) e la Protesi monolitica (a destra).

Il femore che è stato utilizzato per questi modelli è lo stesso di quello del modello di Protesi Convenzionale, ovvero con la completa resezione del collo femorale (39,29mm dal centro della testa femorale) [Figura 2.31].

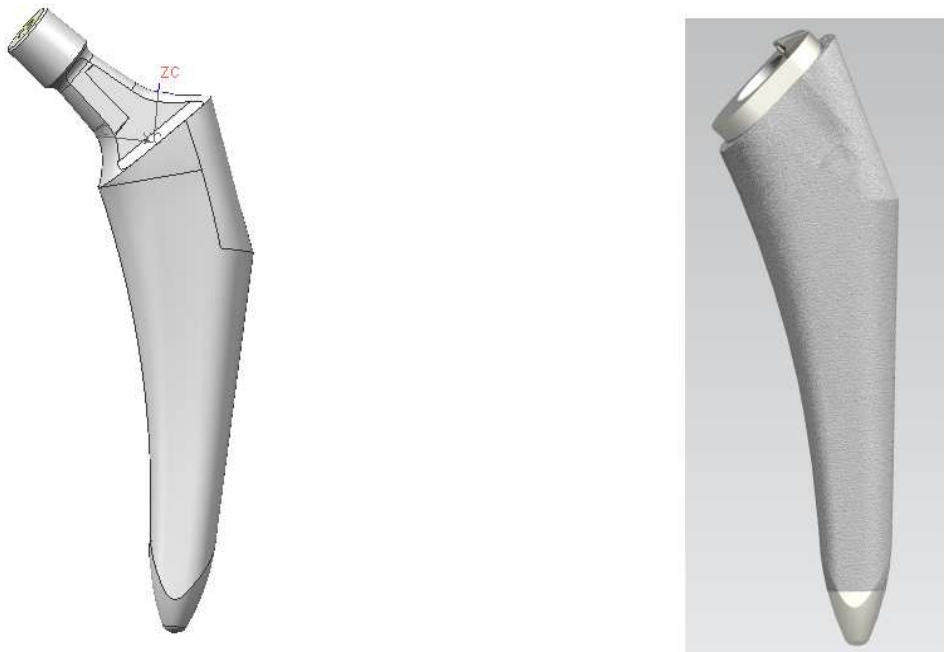
La coppa è stata orientata di 45°/15° e si è utilizzata la testa di 32mm di diametro e di taglia M per i primi 4 modelli e sempre di 32mm ma di taglia L per il quinto modello.

Il modello di Protesi Monolitica è stato costruito posizionando la protesi nel femore rispettando i vincoli dei piani di osteotomia, e successivamente si è fissato il collo protesico con la testa [Figura 2.56].

I modelli di Protesi modulare sono stati costruiti posizionando lo stesso tipo di stelo nel femore, variando soltanto il tipo di collo (fissato poi alla testa) da modello a modello [Figura 2.56].

I colli modulari che sono stati impiantati sono:

- Collo Retto;
- Collo Varo di 10°;
- Collo Varo di 20°.

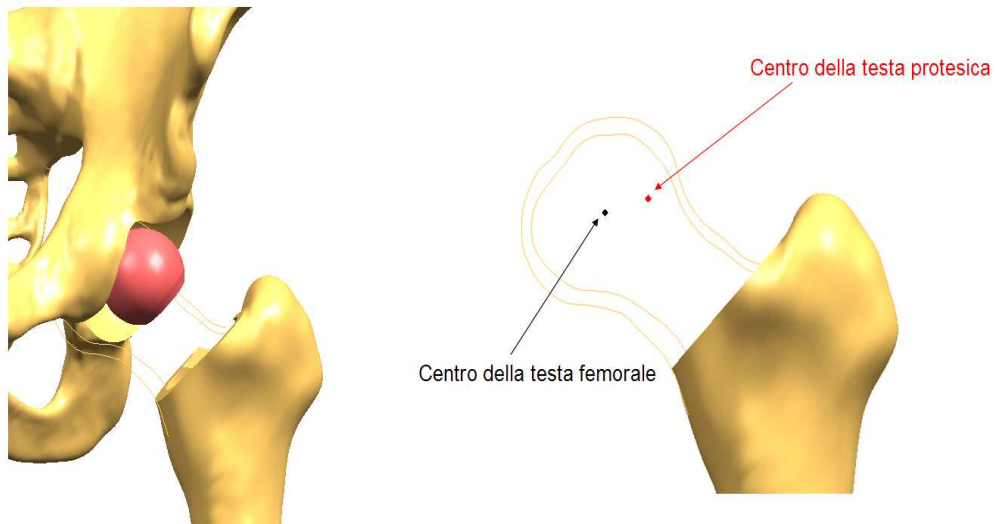


**Figura 2.56: Stelo modulare (a destra) e protesi monolitica (a sinistra) che vengono inseriti nel femore.**

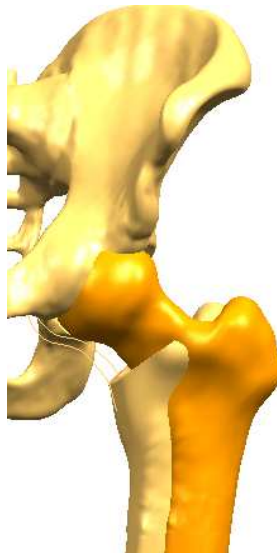
Mentre nei modelli precedenti (Paragrafo 2.5) veniva variato il livello di resezione del femore in base al collo utilizzato, in questi 5 nuovi modelli questo non è avvenuto in quanto il femore è sempre lo stesso.

Questa differenza di procedimento è stata la causa della variazione dell'offset in quanto, dal momento in cui la testa protesica è sempre stata vincolata nel centro dell'articolazione, la distanza tra il centro e l'asse del femore è risultata diversa da modello a modello [Figura 2.57 e 2.58].

Non è stato quindi possibile mantenere il vincolo tra il centro della testa protesica e il centro della testa anatomica [Figura 2.57].



**Figura 2.57: Vista della testa protesica vincolata al centro dell'articolazione (a sinistra) e differenza tra il centro della testa femorale e il centro della testa protesica (a destra).**



**Figura 2.58: Si nota la variazione dell'offset femorale tra il femore sano (in arancione, vincolato con il centro della testa femorale nel centro dell'articolazione) e il femore utilizzato per uno dei nuovi modelli (in chiaro, che ha il vincolo del centro della testa protesica). L'offset è chiaramente diverso essendo il femore naturale più lateralizzato.**

Oltre alla misura del ROM prima dell'impingement per i movimenti di Flessione/Estensione e per tutti i movimenti critici è stato anche misurato l'offset, per ogni modello.

### 3. RISULTATI

#### 3.1 Validazione del Modello CAD

Prima di eseguire le varie simulazioni (descritte nel Capitolo 2 Materiali e Metodi) è fondamentale validare il modello CAD costruito. Per fare questo occorre verificare che i risultati ottenuti dal modello in esame, in questo caso le escursioni angolari prima dell'*impingement*, siano attendibili.

Dai lavori che definiscono il ROM delle rotazioni pure dell'articolazione dell'anca sana presenti in Letteratura, si è cercato di individuare una "soglia" di Riferimento del ROM [6, 16, 45, 50, 65].

Il lavoro di Turley et al.[6] è ritenuto il più completo, perché vengono simulate tutte le 6 rotazioni, mentre altri lavori forniscono valori solo su alcuni movimenti e non su tutti. Inoltre, Turley verifica che il ROM ottenuto con modelli 3D di modelli Sawbone rientri in quello che poi conferma essere il ROM di Riferimento. Viene così anche validata la scelta del Sistema di Riferimento "Funzionale" in quanto Turley lo utilizza per il suo lavoro [Figura 3.1].

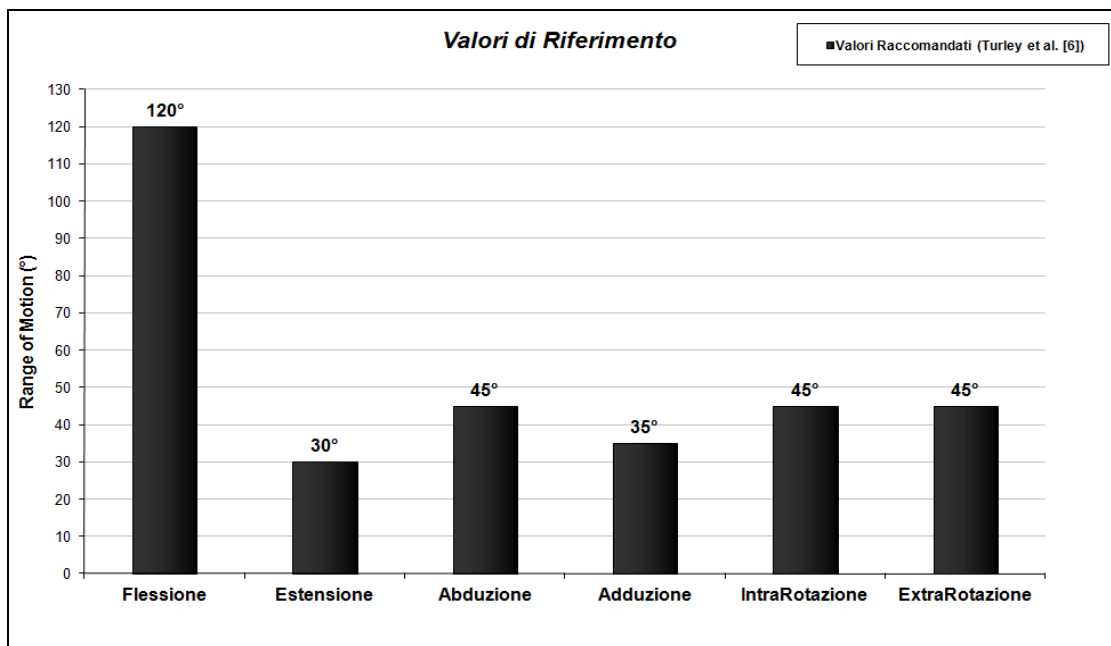


Figura 3.1: Rappresentazione grafica dei valori di Riferimento di Turley et al.[6].

L'attendibilità viene verificata confrontando il ROM del modello dell'articolazione sana (Senza Protesi) con i valori ricavati dall'articolo di Turley.

Successivamente, viene fatto lo stesso con i valori ottenuti dal modello di Protesi Convenzionale, per verificare che, anche inserendo la protesi, il ROM rientri nei valori di "soglia". I valori con cui fare il confronto in questo caso sono tratti dai lavori di Bunn [14] e Kessler [20], che simulano tramite CAD modelli di protesi convenzionali, posizionate secondo il Sistema di Riferimento "Funzionale".

### 3.1.1 Modello Senza Protesi

Le prime simulazioni sono state eseguite per il modello Senza Protesi, il quale ha fornito i valori raffigurati in Figura 3.2.

Questi valori, come detto, sono utili per la validazione del modello CAD; occorre infatti verificare che siano in linea con i valori di Riferimento per poter ritenere attendibile il modello.

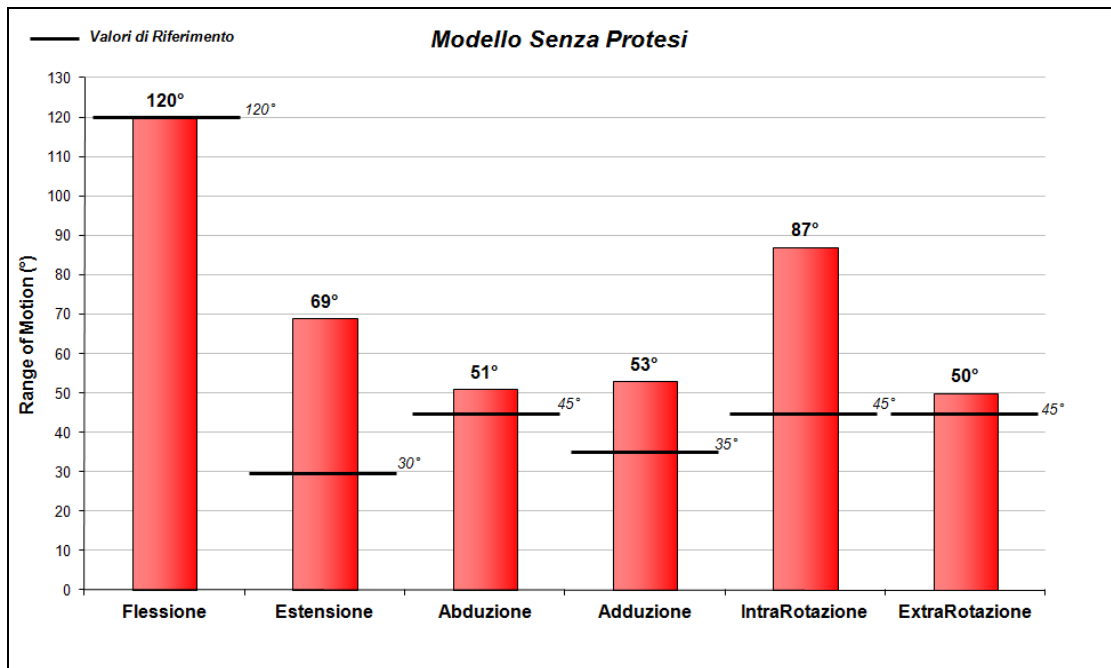


Figura 3.2: Valori ottenuti dal modello Senza Protesi. Nel grafico sono indicati anche i valori di riferimento di Turley [6].

### 3.1.2 Modello di Protesi Convenzionale (completa resezione del collo femorale)

Si simulano le rotazioni di base del modello di protesi Convenzionale e vengono confrontati i valori del ROM ottenuti con quelli forniti dalla Letteratura [14 e 20].

Per ogni movimento viene misurato l'angolo fino al contatto tra le parti e viene anche identificato il tipo di contatto, espresso tra parentesi [Figura 3.3].

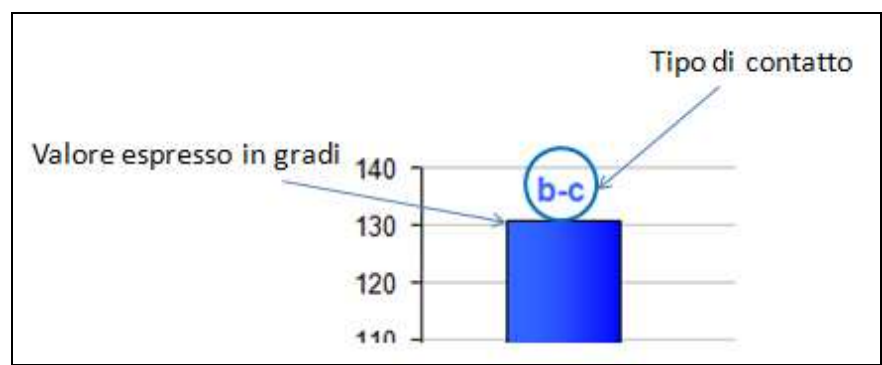


Figura 3.3: Esempio del valore angolare misurato e del contatto identificato per un movimento.

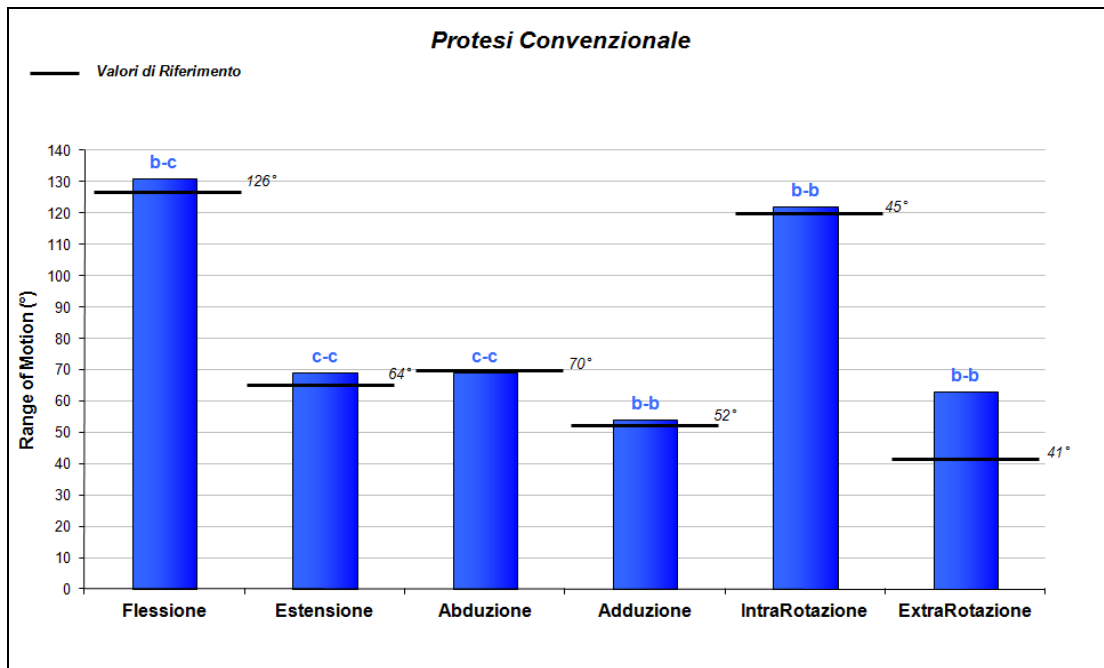
Per quanto riguarda il tipo di contatto, la lettera "b" indica l'osso (*bone*) mentre la lettera "c" indica la componente protesica (*component*).

La prima lettera si riferisce al bacino, la seconda al femore, ad esempio:

- (b-c) = contatto tra bacino e componente protesica femorale;
- (c-b) = contatto tra componente protesica acetabolare (coppa o inserto) e femore.

La simulazione del modello di protesi Convenzionale viene fatta con testa di 36mm di diametro e coppa inclinata di 45° in abduzione e 15° in antiversione (45°/15°) [28].

In questo caso vengono presi come riferimento i valori suggeriti da Bunn et al. [14] e Kessler et al. [20] e si confrontano i risultati ottenuti [Figura 3.4].



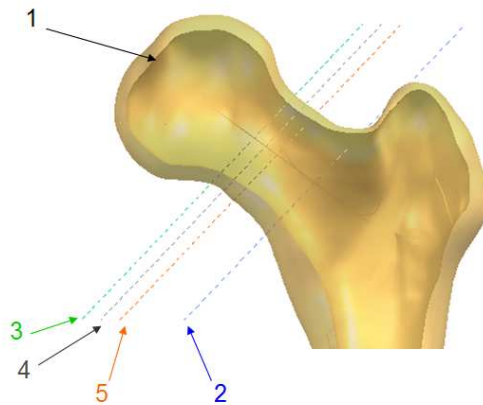
**Figura 3.4:** Valori ottenuti dal modello di Protesi Convenzionale. Nel grafico sono indicati i valori presi come Riferimento di Bunn [14] e Kessler [20]. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserito, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).

Ottenuto un riscontro favorevole nei confronti dei valori raccomandati dalla Letteratura, si procede con la simulazione dei movimenti dei restanti modelli.



### 3.2 Range Of Motion al variare del livello di resezione del collo femorale

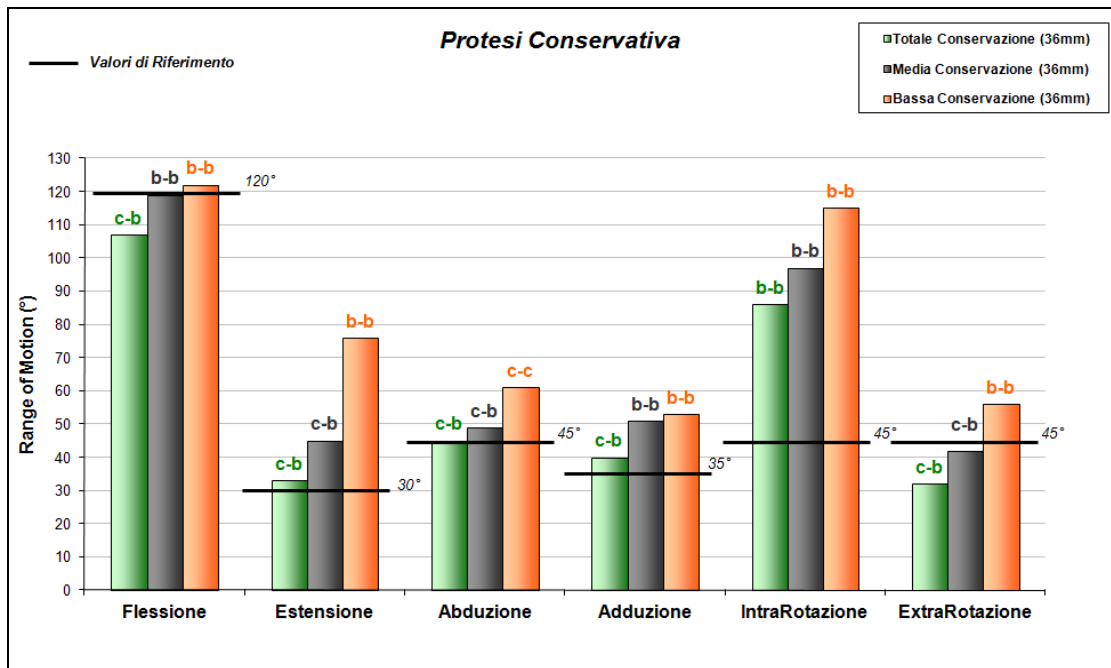
Vengono simulate le 6 rotazioni di base anche per i modelli di Protesi a conservazione del collo femorale (Totale Conservazione, Media Conservazione e Bassa Conservazione). Il livello di resezione varia da modello a modello, come mostrato in Figura 3.5.



**Figura 3.5: Livelli di resezione del femore per ogni modello. 1.Senza Protesi, 2.Convenzionale, 3.Totale Conservazione, 4. Media Conservazione, 5.Bassa Conservazione.**

Il diametro della testa è di 36mm e la coppa è orientata di  $45^{\circ}/15^{\circ}$ ; inoltre, viene sempre riportato, tra parentesi, il tipo di contatto riscontrato.

I valori ottenuti vengono confrontati con quelli di Riferimento, presi dalla Letteratura [6], e rappresentati in Figura 3.6.



**Figura 3.6:** Valori ottenuti dai modelli di Protesi Conservativa al variare del livello di resezione del collo femorale. Nel grafico sono indicati anche i valori di riferimento di Turley[6]. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).

Per i tre modelli di protesi a conservazione si nota come più il livello di resezione si allontana dal centro della testa (ovvero la conservazione diminuisce) il ROM aumenta.

Per il modello a Bassa Conservazione si è sempre sopra al valore di Riferimento, così come per il modello a Media Conservazione (tranne che in ExtraRotazione, solo di qualche grado).

I valori ottenuti dal modello a Totale Conservazione sono inferiori al Riferimento per i movimenti di Flessione e ExtraRotazione, limitati da un contatto di tipo c-b che avviene tra la coppa e la parte di collo preservata.

### 3.3. Range Of Motion al variare del diametro della testa

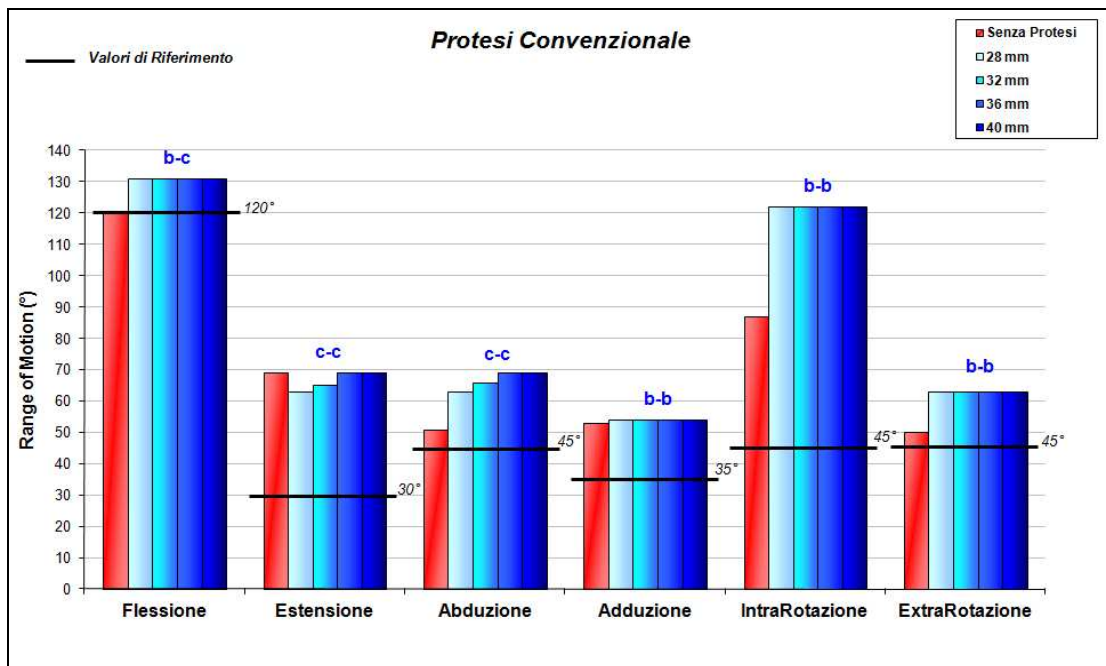
Viene calcolato il ROM per diversi diametri della testa protesica nei 4 modelli che prevedono l'impianto.

Le teste utilizzate, che vanno ad aggiungersi a quella di 36mm di diametro i cui valori sono già stati riportati, sono da 28mm, 32mm e 40mm di diametro.

La coppa è sempre orientata di 45°/15°, ovvero 45° in abduzione e 15° in antiversione, rispettando la *safe-zone area* di Lewinnek [28].

Il valore del ROM al variare del diametro della testa viene raffigurato, per ogni modello, nelle Figure 3.7, 3.8, 3.9 e 3.10.

Nello stesso grafico sono inseriti anche i valori calcolati per il modello Senza Protesi [Figura 3.2] e quelli definiti di Riferimento da Turley [6] [Figura 3.1].



**Figura 3.7:** Valori ottenuti per il modello di Protesi Convenzionale al variare del diametro della testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento in accordo con Turley et al.[6]. Viene riportato anche il tipo di impingement riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserito, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).

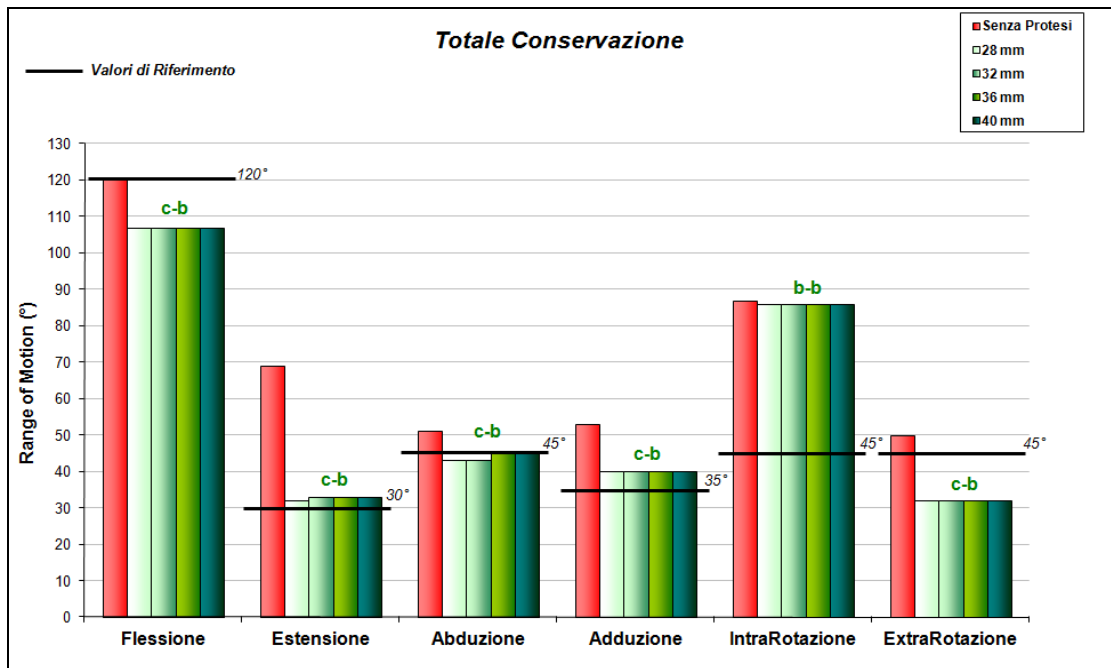


Figura 3.8: Valori ottenuti per il modello di Protesi a Totale Conservazione al variare del diametro della testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento in accordo con Turley et al.[6]. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).

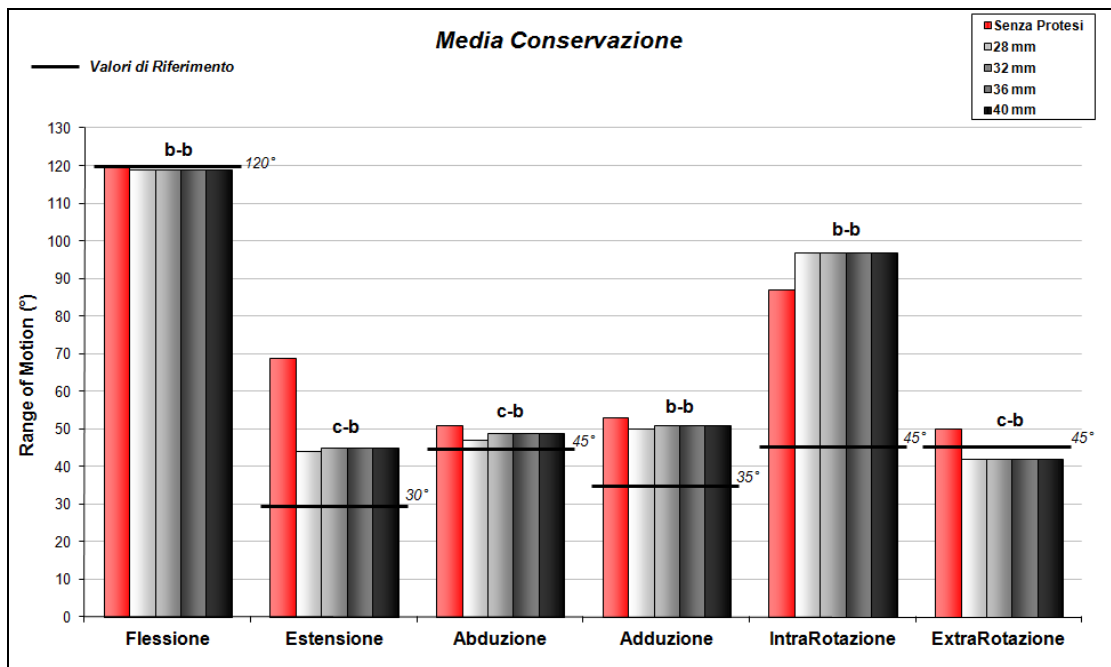
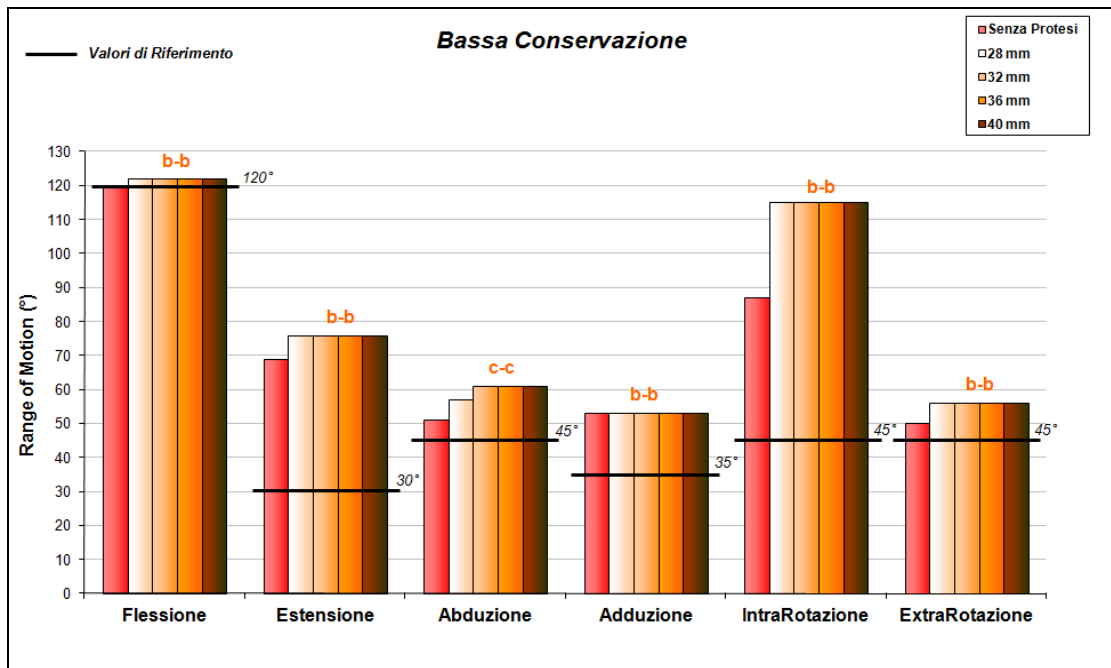


Figura 3.9: Valori ottenuti per il modello di Protesi a Media Conservazione al variare del diametro della testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento in accordo con Turley et al.[6]. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).



**Figura 3.10: Valori ottenuti per il modello di Protesi a Bassa Conservazione al variare del diametro della testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento in accordo con Turley et al.[6]. Viene riportato anche il tipo di impingement riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).**

Prendendo come target i valori ottenuti per i modelli con testa da 36mm si nota come aumentando il diametro (40mm) non si registra nessun cambiamento in termini di ROM.

Diminuendo il diametro (32mm) si riscontrano differenze angolari solo per i movimenti di Estensione per il modello di protesi convenzionale (di 3°) e per i movimenti di Abduzione per il modello di protesi convenzionale (4°) e di protesi a totale conservazione (2°).

Con il diametro più piccolo (28mm) si incontrano variazioni negli stessi movimenti della testa da 32mm per il modello di protesi convenzionale (entrambi di 6°), per i movimenti di Estensione e Abduzione per il modello a totale conservazione (1° e 2°) e per gli stessi movimenti con in più l'Adduzione per il modello a media conservazione (tutti di 1°).

Il modello a bassa conservazione presenta una differenza di 4°, per la testa da 28mm, per il movimento di Abduzione.

### 3.4 Movimenti Critici

Il ROM dei movimenti Critici calcolato per il modello Senza Protesi è riportato in Tabella 3.1, insieme ai valori presi come Riferimento (tratti dall'articolo di Nadzadi et al. [29], misurati su pazienti sani).

Anche in questo caso la coppa è orientata in accordo con Lewinnek [28], ossia di 45° in Abduzione e 15° in Antiversione, e la testa utilizzata è da 32mm di diametro, essendo uno dei diametri maggiormente utilizzato negli interventi di protesi d'anca.

L'effetto sul ROM dei movimenti Critici al variare del livello di resezione del collo femorale è riportato nel grafico in Figura 3.17.

Tabella 3.1: Valori di Riferimento dei movimenti critici, Nadzadi et al. [29], e valori calcolati per il modello Senza Protesi

<i>Modello</i>	<b>Stoop</b>	<b>Pivot</b>	<b>Roll</b>	<b>Sit to Stand</b>	<b>Cross Legs</b>	<b>Shoe Tying</b>
<b>Riferimento</b>	100°	40°	40°	35°	30°	30°
<b>Senza Protesi</b>	78°	38°	44°	40°	74°	52°

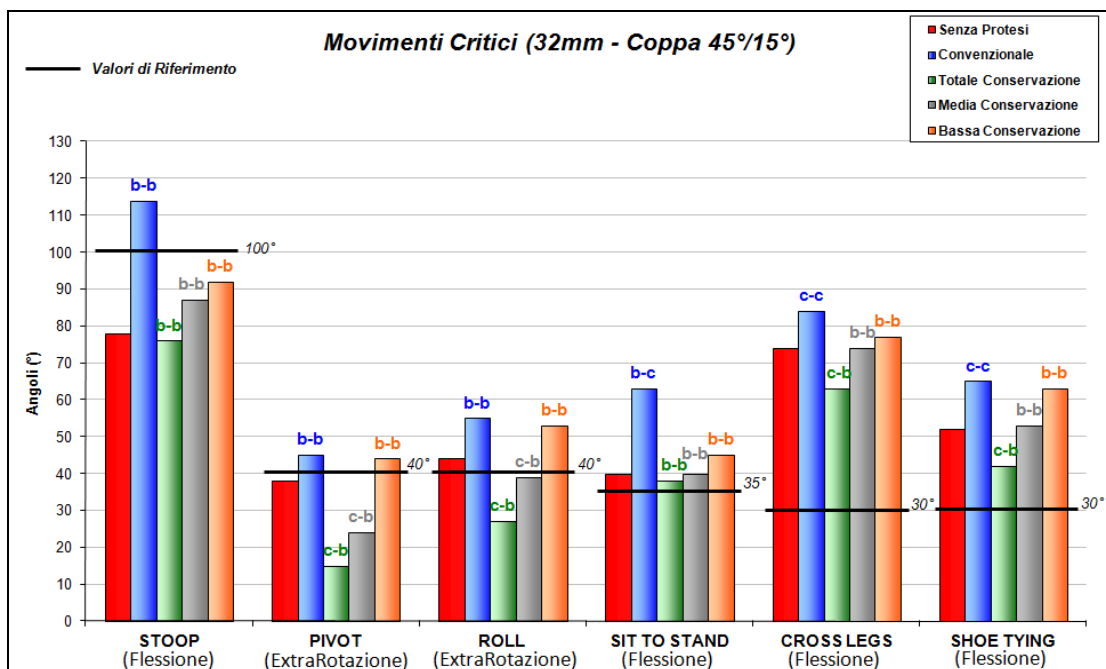


Figura 3.17: Grafico che raffigura tutti i movimenti critici per ogni modello. Sono presenti anche i valori raccomandati dalla Letteratura da Nadzadi et al.[29]. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).

Dalla Figura 3.17 si nota come partendo da una completa resezione del collo (protesi convenzionale) il valore di ROM ottenuto è maggiore sia al Riferimento che al valore ottenuto dal modello Senza Protesi, per tutti i movimenti.

Aumentando la conservazione (Bassa Conservazione) si è ancora sopra al Riferimento tranne per il movimento di Stoop.

Per gli altri due livelli (Media e Totale) i valori sono in linea o superiori al Senza Protesi nei casi in cui non vi è un contatto di tipo c-b, dove invece il valore è inferiore. Nei movimenti di Stoop, Pivot e Roll i valori per questi due livelli sono inferiori anche al Riferimento.

I valori delle rotazioni di base che compongono il singolo movimento critico sono rappresentati nelle Figure 3.18, 3.19 e 3.20.

Da un punto di vista modellistico vengono assegnati separatamente al modello (due valori fissi e la ricerca del massimo del terzo movimento), ma fisiologicamente sarebbero simultanei.

Per i movimenti di Stoop, Sit to Stand, Cross Legs e Shoe Tying si va alla ricerca del massimo valore di Flessione, mentre per i restanti movimenti il valore di Flessione/Estensione è fisso [Figura 3.18].

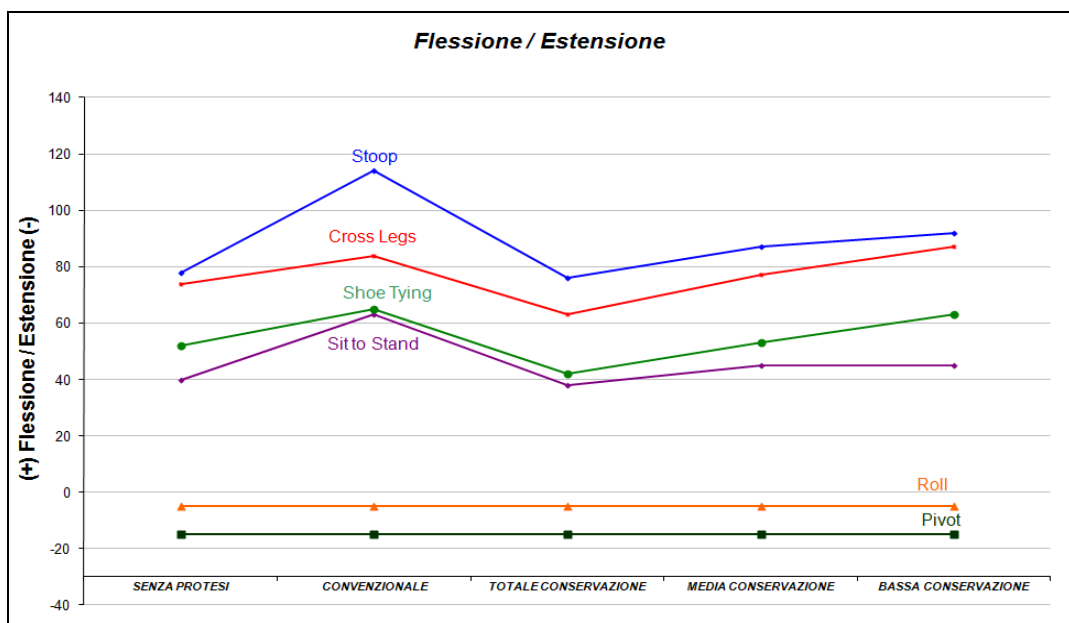


Figura 3.18: Movimenti di Flessione/Estensione utilizzati nel calcolo dei movimenti critici.

Per i movimenti di Pivot e Roll si va alla ricerca del massimo valore di ExtraRotazione mentre per i restanti movimenti il valore di Extra/IntraRotazione è fisso [Figura 3.19].

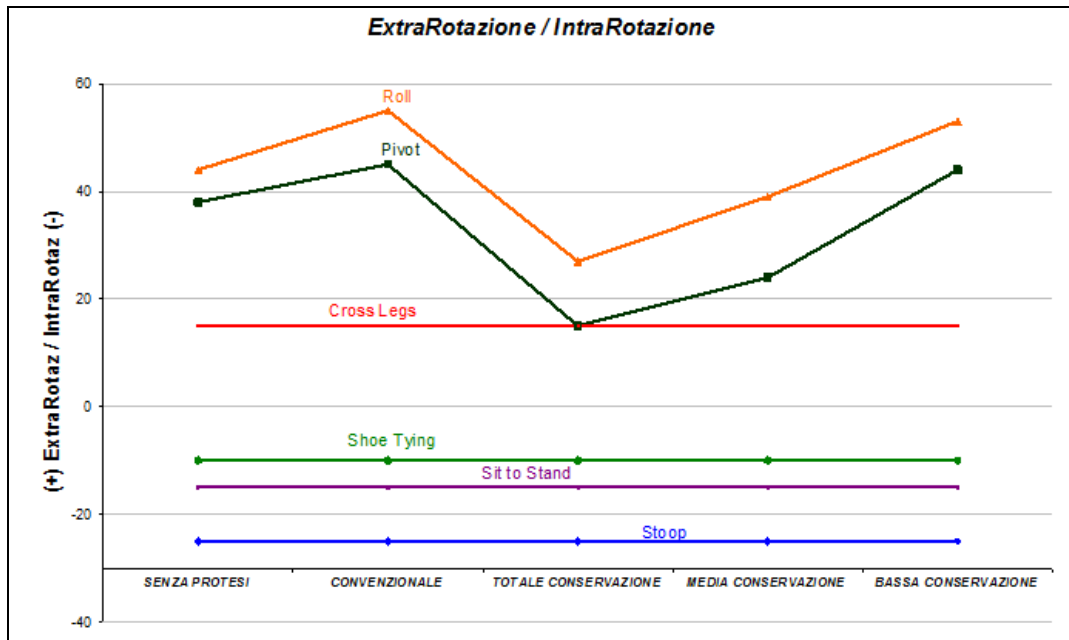


Figura 3.19: Movimenti di IntraRotazione/ExtraRotazione utilizzati nel calcolo dei movimenti critici.

Per tutti i movimenti critici si prevede l'assegnazione di un valore fisso in Abduzione o in Adduzione [Figura 3.20].

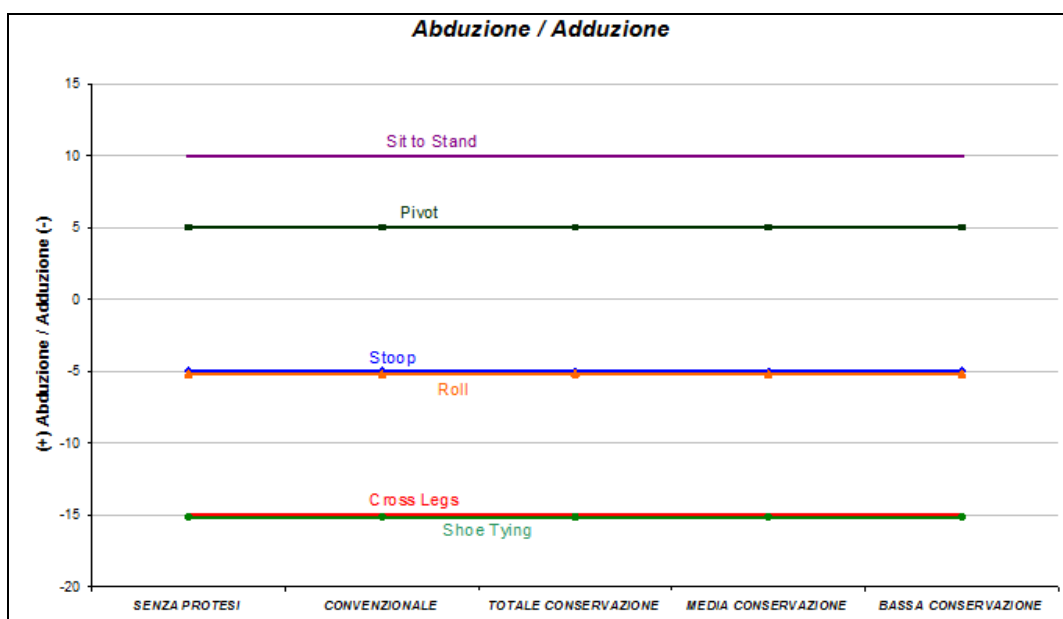


Figura 3.20: Movimenti di Abduzione/Adduzione utilizzati nel calcolo dei movimenti critici.



### 3.5 Range Of Motion con diverso orientamento della coppa

Si è poi verificato l'effetto dell'orientamento della coppa sul ROM dei movimenti critici in quanto non sempre viene rispettata la *safe-zone area* di Lewinnek [28].

Si sono simulati i movimenti critici con la coppa inclinata di 45° in abduzione e 0° in antiversione (45°/0°) [Figura 3.21], e si sono fatti i confronti con l'inclinazione precedente di 45°/15° [Figura 3.22].

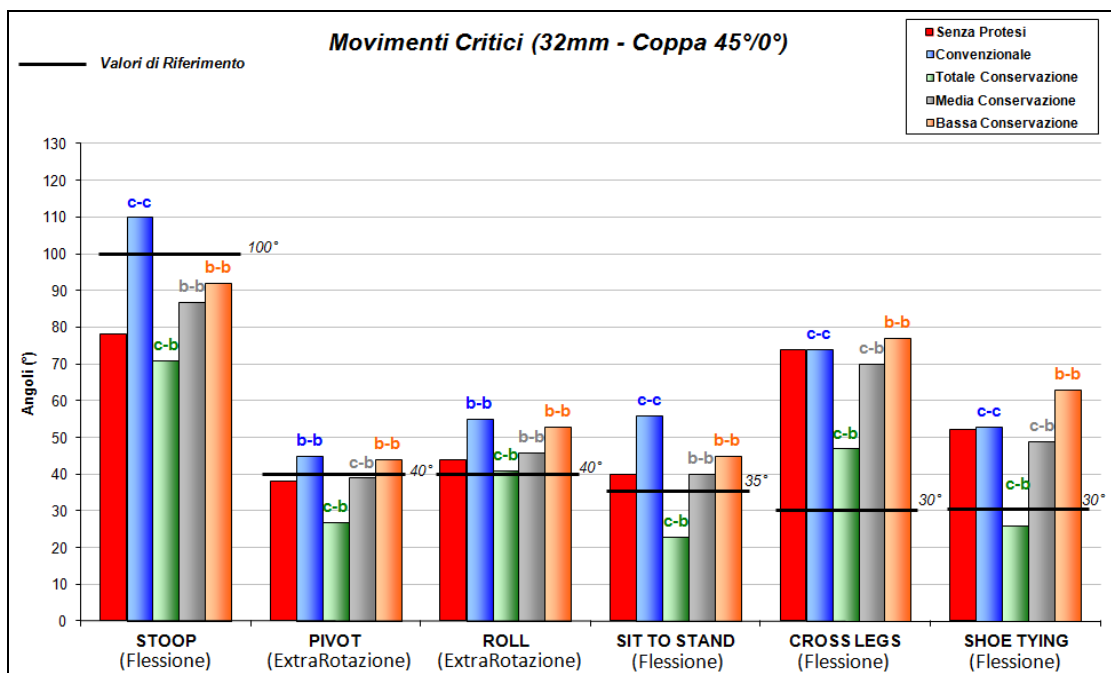


Figura 3.21: Grafico che raffigura tutti i movimenti critici per ogni modello con il nuovo orientamento della coppa. Sono presenti anche i valori raccomandati dalla Letteratura da Nadzadi et al.[29]. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).

Come si nota dalla Figura 3.21 i movimenti che riscontrano ancora un contatto di tipo b-b rimangono invariati in termini di ROM. Le variazioni si registrano per i contatti di tipo c-c e c-b essendo diversa l'antiversione della coppa.

Il guadagno (o la perdita) in termini di ROM che ha apportato la diversa antiversione della coppa è riassunto, per ogni movimento critico, in Figura 3.22.

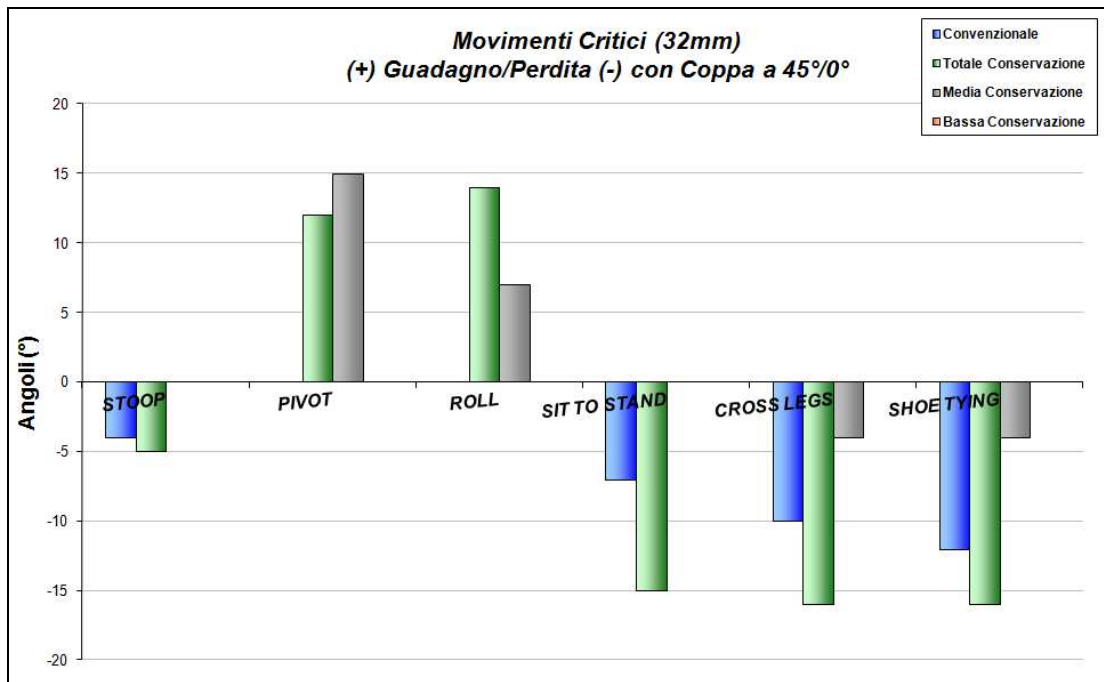


Figura 3.22: Guadagno (o perdita) tra i valori dei movimenti critici con la nuova antiversione della coppa (0°) rispetto alla vecchia (15°).

Per completezza sono stati simulati anche le rotazioni di base con il nuovo orientamento della coppa e con il diametro della testa di 32mm, e si è evidenziato anche in questo caso il guadagno (o la perdita) in termini di ROM per ogni rotazione[Figura 3.23].

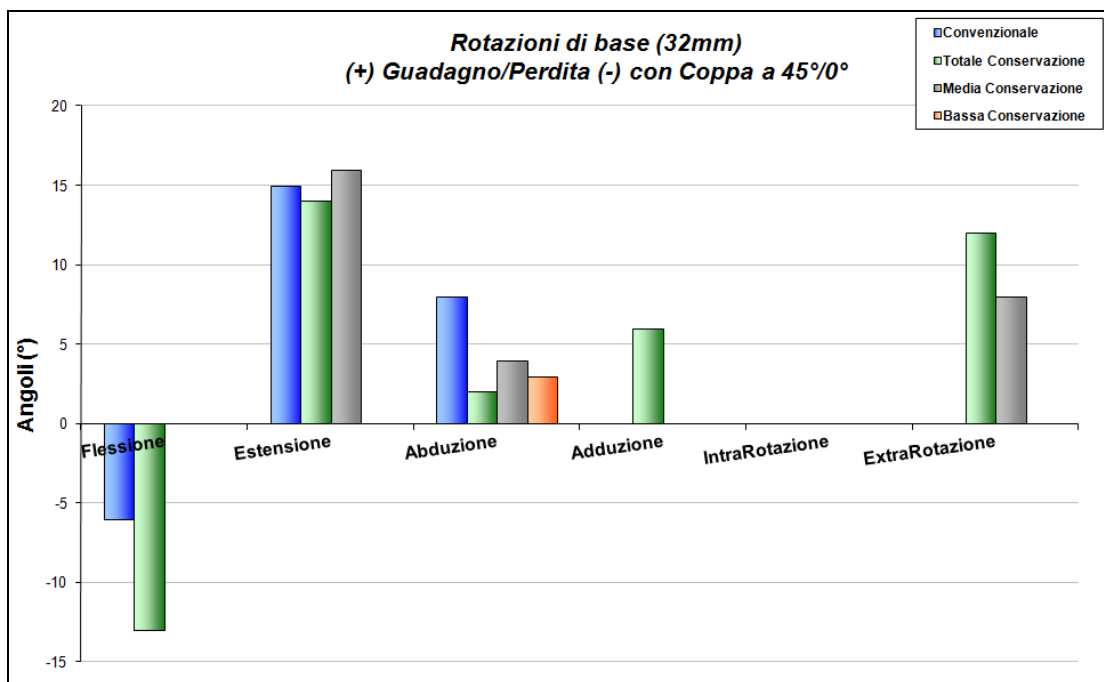


Figura 3.23: Guadagno (o perdita) tra i valori delle rotazioni di base con la nuova antiversione della coppa (0°) rispetto alla vecchia (15°).

### 3.6. ROM al variare dell'offset

Vengono simulati i movimenti di Flessione/Estensione e i movimenti Critici per i 5 modelli costruiti che non mantengono l'offset anatomico:

- Modello di Protesi Monolitica;
- Modello di Protesi Modulare con collo retto;
- Modello di Protesi Modulare con collo varo di 10°;
- Modello di Protesi Modulare con collo varo di 20°;
- Modello di Protesi Modulare con collo varo di 20° (Testa L).

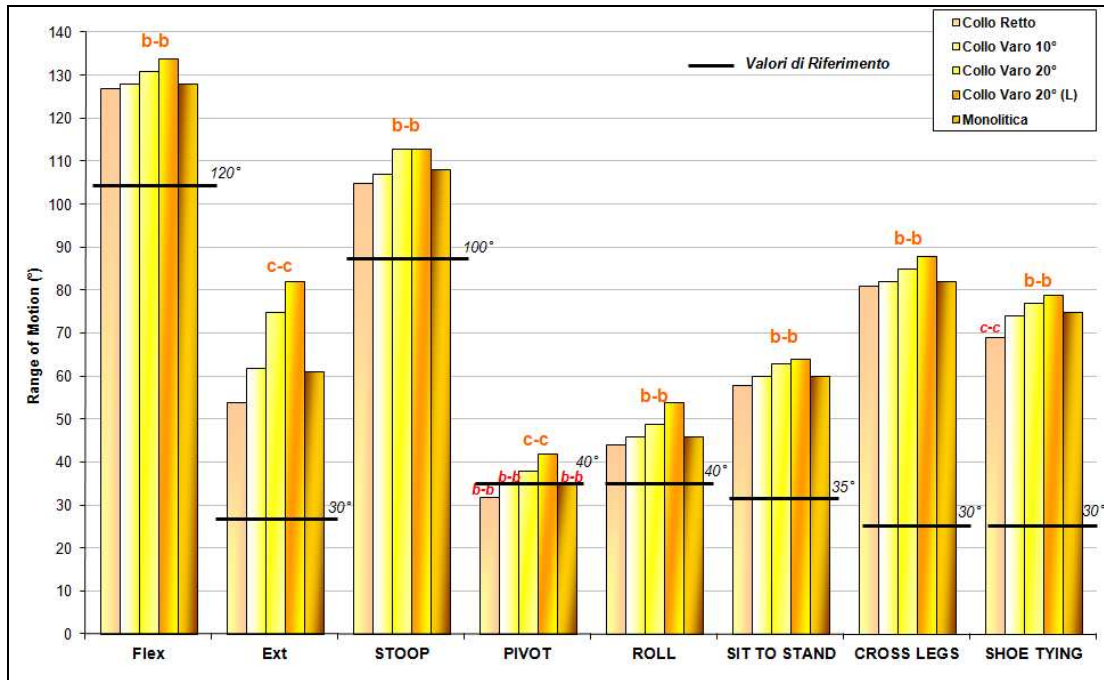
La coppa è orientata di 45°/15° e la testa ha il diametro di 32mm.

Il valore dell'offset di ogni modello è stato calcolato e riportato in Tabella 3.2. (Si ricorda che l'offset anatomico ha valore 46,3mm).

**Tabella 3.2: valore dell'offset calcolato per ogni modello.**

<i>Modello (32mm)</i>	<i>Offset (mm)</i>
Collo Retto	34,6
Collo Varo 10°	36,8
Collo Varo 20°	41
Collo Varo 20° (L)	44,6
Monolitica	37,6

L'effetto dell'offset sul ROM dei movimenti di Flessione/Estensione e dei movimenti Critici nei 5 modelli creati appositamente si nota dalla Figura 3.24, dove viene anche riportato il tipo di contatto e i valori di Riferimento di Turley [6], per le due rotazioni di base, e di Nadzadi [44] per i movimenti critici.



**Figura 3.24: Movimenti simulati per i 5 nuovi modelli, compresi del valore di Riferimento (Turley et al. [6], Nadzadi et al. [29]). È indicato anche il tipo di contatto: nei movimenti dove non varia è riportata una sigla unica, dove varia la sigla è di colore rosso. Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=*bone*, c=*component*, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserto, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).**

Si nota come avvicinandosi all'offset anatomico il ROM aumenti. Per ogni movimento si è comunque in una condizione di “sicurezza” essendo il valore calcolato maggiore rispetto al Riferimento.

## 4. ANALISI E CONSIDERAZIONI

### 4.1 Effetto del diametro della testa sul ROM

È convinzione comune che ad un maggior diametro della testa protesica corrisponda un minor rischio di lussazione, per via di un aumento del ROM e della “*jumping distance*” ovvero la distanza che la testa deve percorrere prima di uscire dall’acetabolo [14] [Figura 4.1].

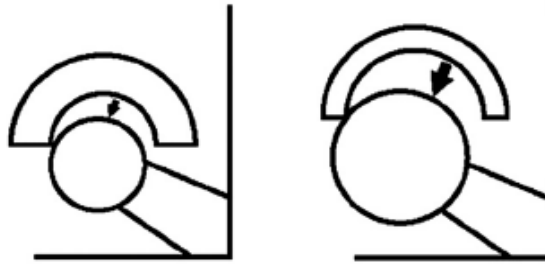


Figura 4.1: Esempio di *jumping distance* per due teste di diverso diametro (a sinistra minore rispetto a destra) [22]

Per verificare l’effetto sul ROM del diametro della testa si analizzano i valori ottenuti dalle simulazioni delle rotazioni di base per i 4 modelli di protesi, con teste da 28mm, 32mm, 36mm e 40mm [Figura 3.7 → 3.10].

Dai risultati si nota come l’escursione angolare delle rotazioni di base rimanga pressoché invariata al variare del diametro della testa.

Le differenze di ROM pari a  $1^\circ$  o  $2^\circ$  non sono rilevabili in quanto sono paragonabili con l’errore di misura. A tal proposito, si ricorda che il valore angolare misurato ha precisione di  $1^\circ$ , pertanto si considerano significative solo le differenze maggiori di  $3^\circ$ .

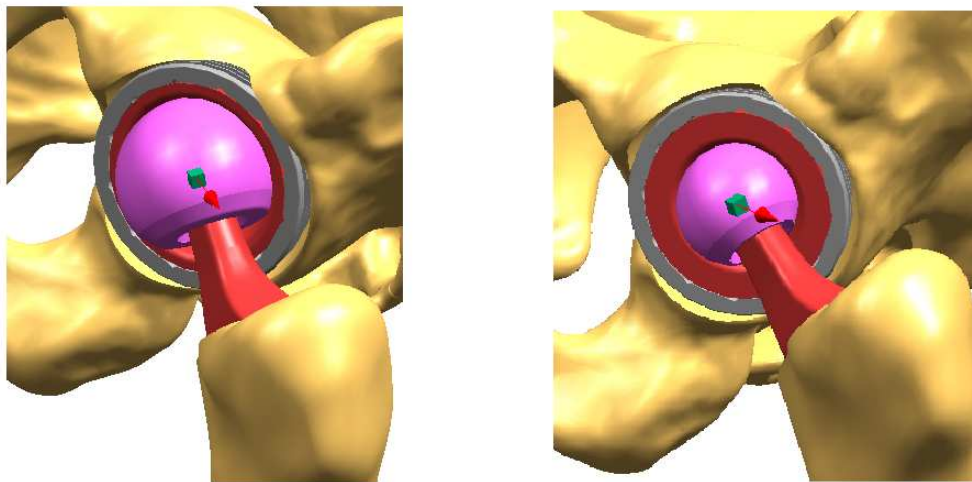
Prendendo come riferimento il ROM con testa da 36mm, essendo uno dei diametri maggiormente utilizzati, si nota come i modelli con testa da 32mm e 40mm non presentino alcuna differenza in termini di ROM.

Solo l’utilizzo della testa più piccola di diametro, quella da 28mm, fornisce in alcuni casi un valore di escursione angolare minore rispetto a quello ottenuto con la testa da 36mm. Questo si verifica nei movimenti di Estensione ed Abduzione del modello di Protesi Convenzionale e di Abduzione del modello di Protesi a Bassa Conservazione del collo femorale.

Con la testa da 36mm il ROM dei movimenti di Estensione ed Abduzione del modello di Protesi Convenzionale vale in entrambi i casi 69°, mentre con la testa da 28mm vale 63°; la differenza è quindi di 6°.

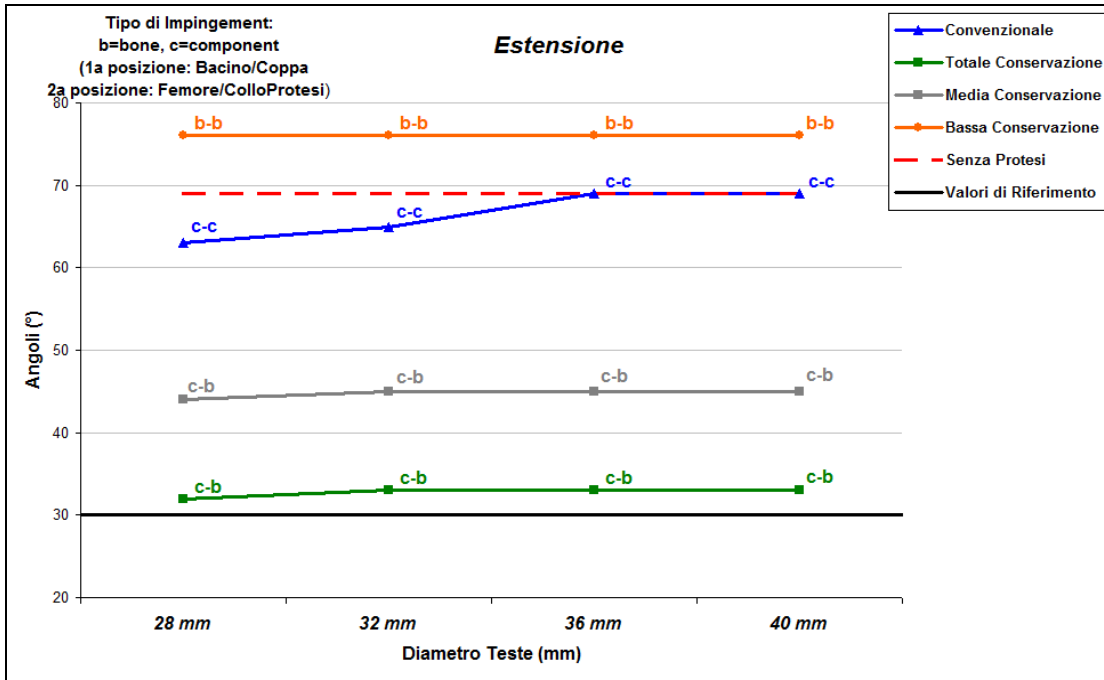
Per il modello di Protesi a Bassa Conservazione il ROM del movimento di Abduzione passa da 61°, misurato con la testa da 36mm, a 57° con la testa da 28mm; la differenza è quindi di 4°.

È necessario sottolineare che queste differenze si riscontrano in presenza di un contatto di tipo componente-componente (c-c); diminuendo il diametro della testa si aumenta lo spessore dell'inserto, e di conseguenza il contatto tra collo e inserto avviene prima [Figura 4.2].

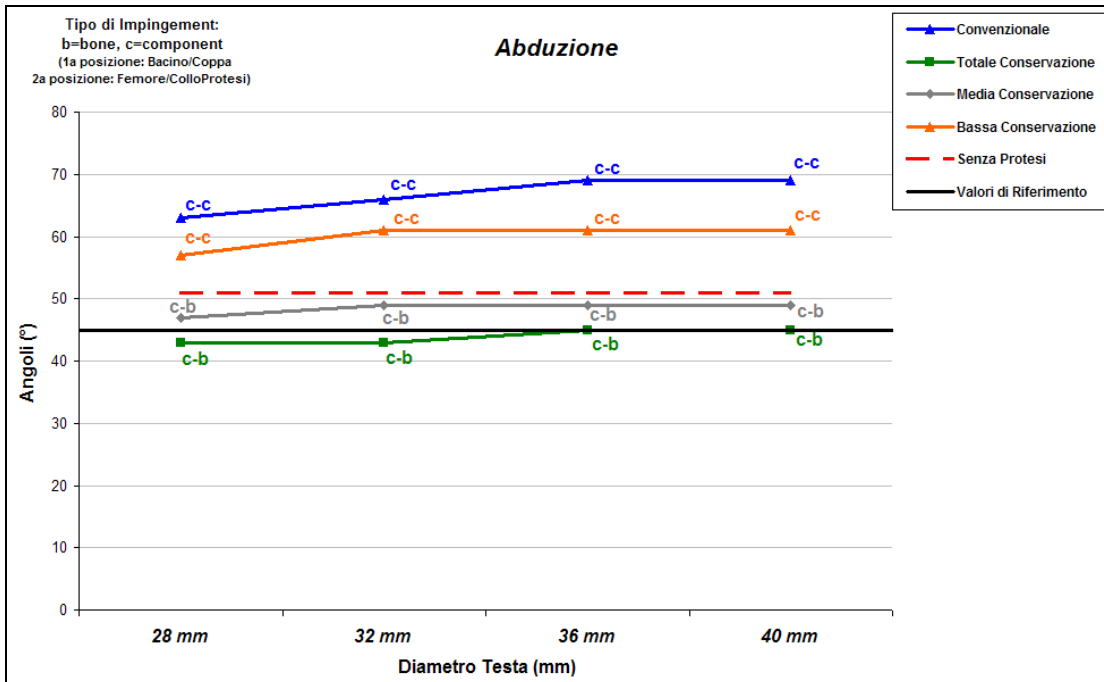


**Figura 4.2: Esempio di contatto “c-c” in Estensione per il modello di Protesi Convenzionale con testa da 36mm (a sinistra) e 28mm (a destra). Si nota il diverso spessore dell'inserto nei due casi.**

Un secondo aspetto che si deve considerare è che la differenza massima riscontrata è di 6°, e che in ogni caso si rimane sempre sopra a quella che è identificata da Turley come la soglia di un ROM accettabile [Figure 4.3 e 4.4].



**Figura 4.3: Movimento di Estensione per ogni modello e per ogni diametro di testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento (Turley et al.[6]).**



**Figura 4.4: Movimento di Abduzione per ogni modello e per ogni diametro di testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento (Turley et al.[6]).**

Per quanto riguarda il tipo di contatto riscontrato al variare del diametro della testa, si nota come rimanga sempre lo stesso per ogni movimento di ogni modello. Si può concludere che, variando il diametro della testa, il ROM ottenuto dai modelli CAD in esame non varia per teste di diametro di 32mm, 36mm e 40mm e cala sensibilmente, solo per alcuni movimenti che prevedono il contatto c-c, per teste da 28mm. Tale considerazione è confermata anche da He Rong-xin, Bunn, Kessler, Bartz e Cinotti [12, 14, 20, 21, 45].



## 4.2. Effetto del livello di resezione del collo femorale sul Range Of Motion

Il livello di resezione del collo femorale è un parametro anatomico molto significativo nel calcolo del ROM.

Nel caso in cui il collo femorale sia completamente resecato (Protesi Convenzionale) si registrano valori di ROM, per le rotazioni di base, che sono maggiori (o uguali, nel caso dei movimenti di Estensione ed Adduzione) dei rispettivi valori del modello Senza Protesi [Tabella 3.1 e Figura 3.2].

Questo perché il collo protesico è più sottile del collo anatomico e occupa meno spazio, arrivando quindi all'*impingement* dopo un'escursione angolare maggiore [Figura 4.5].



**Figura 4.5: Femore anatomico in trasparenza, con all'interno la protesi convenzionale. Il centro della testa protesica è vincolato nel centro della testa anatomica.**

Da un punto di vista modellistico l'impianto di una Protesi Convenzionale migliora quindi il ROM rispetto a quello dell'articolazione intatta.

Come si nota dalla Figura 4.6 i tipi di contatti sono differenti da rotazione a rotazione. Per la Flessione si registra un contatto di tipo b-c (*bone-component*), è infatti la componente femorale che collide con il bacino dopo 131°.

Per i movimenti di Estensione e Abduzione l'*impingement* identificato è di tipo c-c (*component-component*), mentre per le restanti rotazioni è di tipo b-b (*bone-bone*).

I valori ottenuti per questo modello sono in linea con quanto riportato in Letteratura, in particolare con gli studi di Bunn et al. [14], di Kessler et

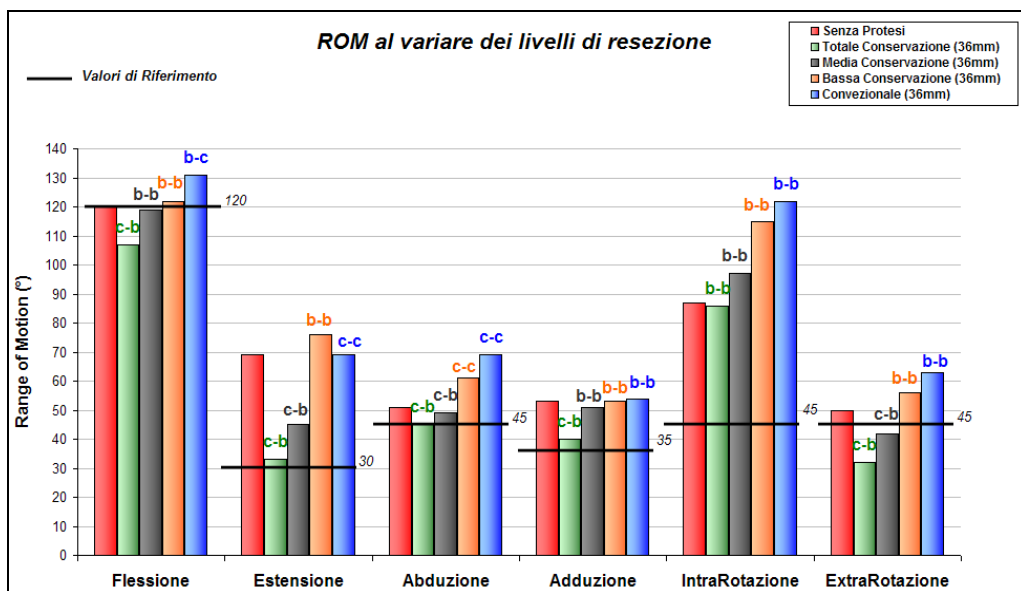
al. [20] che definiscono il ROM di un modello computerizzato fissato secondo il Sistema di Riferimento “Funzionale”.

Bunn calcola valori medi di 126° in Flessione, 64° in Estensione, 70° in Abduzione, 52° in Adduzione e 41° in ExtraRotazione [14].

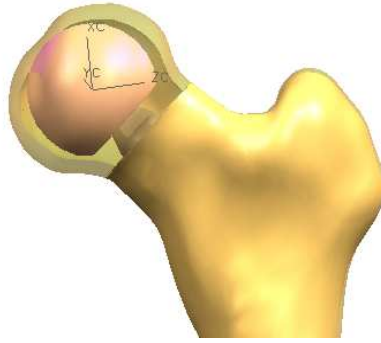
Kessler calcola valori medi di 120° in Flessione, 60° in Estensione, 55° in Abduzione, 55° in Adduzione, 120° in IntraRotazione e 55° in ExtraRotazione [20].

Partendo dalla Totale Conservazione del collo si nota come i valori del ROM siano inferiori per tutte le rotazioni di base rispetto a quelli del Modello Senza Protesi, eccetto che per l’IntraRotazione, dove il valore rimane invariato [Figura 4.6].

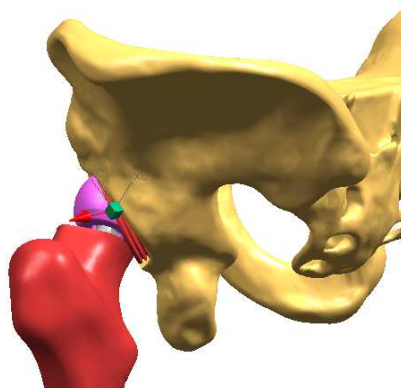
Questo perché il collo rimane quello anatomico, ma è presente la componente acetabolare che limita i movimenti come si vede anche dal tipo di collisione (c-b) che viene identificata via software [Figura 4.7 e 4.8].



**Figura 4.6: Valori ottenuti dai modelli di Protesi Conservativa al variare del livello di resezione. Nel grafico sono indicati anche i valori di riferimento di Turley et al.[6], i valori del modello Senza Protesi, e i valori del modello di Protesi Convenzionale (Completa resezione del collo). Viene riportato anche il tipo di *impingement* riscontrato (b=bone, c=component, 1a posizione relativa a Bacino/Coppa-Inserito, 2° posizione relativa a Femore/ColloProtesi).**



**Figura 4.7: Femore anatomico in trasparenza, con all'interno la protesi a Totale Conservazione. Il centro della testa protesica è vincolato nel centro della testa anatomica.**



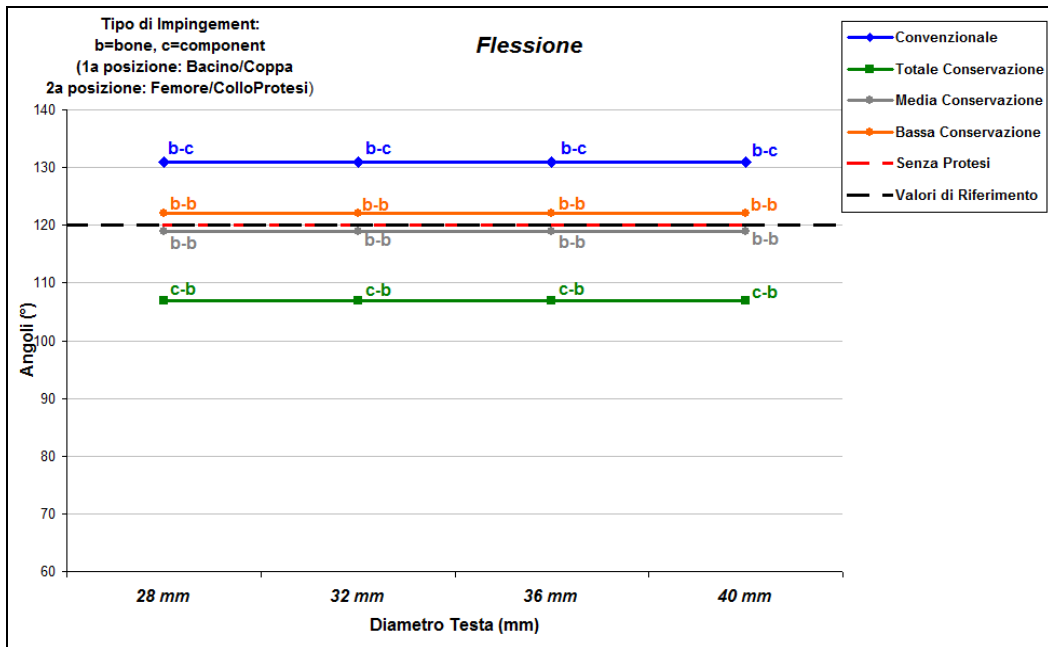
**Figura 4.8: Immagine del contatto (c-b) riscontrato per il movimento di Estensione nel modello a Totale Conservazione; si nota come l'antiversione della coppa limita il movimento.**

Riducendo la conservazione del collo di 4mm, passando quindi al modello di Media Conservazione, i valori per i movimenti di Estensione, Abduzione e ExtraRotazione sono ancora inferiori a quelli del modello Senza Protesi. In questi tre casi il contatto rilevato è di tipo c-b. Per tutti gli altri movimenti viene registrato un contatto di tipo b-b e i valori sono confrontabili con quelli del Senza Protesi [Figura 4.6].

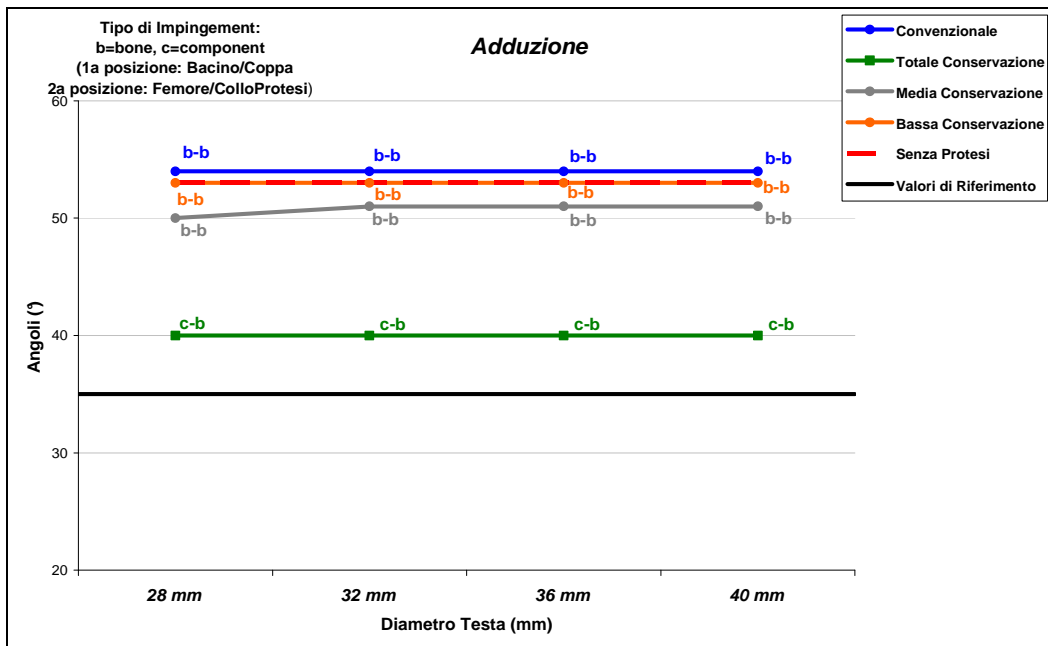
Per l'ultimo livello di conservazione, 4mm in meno rispetto alla Media Conservazione, cioè per il modello di protesi a Bassa Conservazione i valori possono essere ritenuti in linea con quelli del modello di Protesi Convenzionale.

Il modello a Bassa Conservazione presenta solo un contatto di tipo c-c per il movimento di Abduzione, mentre per tutti gli altri si registra una collisione di tipo b-b [Figura 4.6].

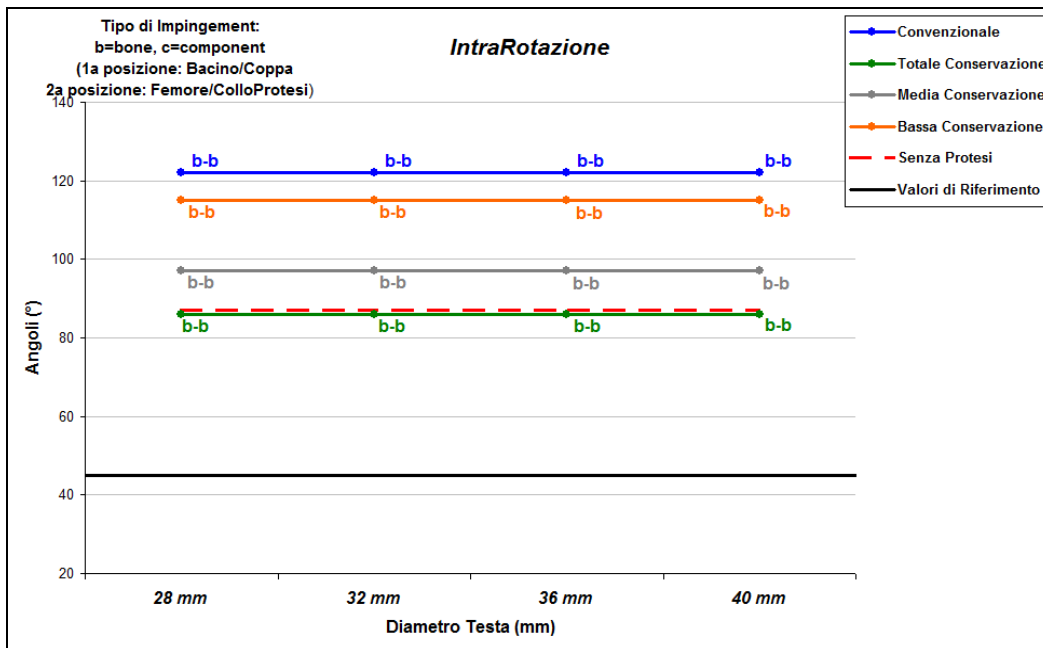
Per dimostrare quanto detto riguardo alla variazione del ROM in base al livello di resezione del collo femorale si possono analizzare le Figure 4.3 e 4.4 ma anche quelle per le altre rotazioni di base [Figure 4.9 → 4.12].



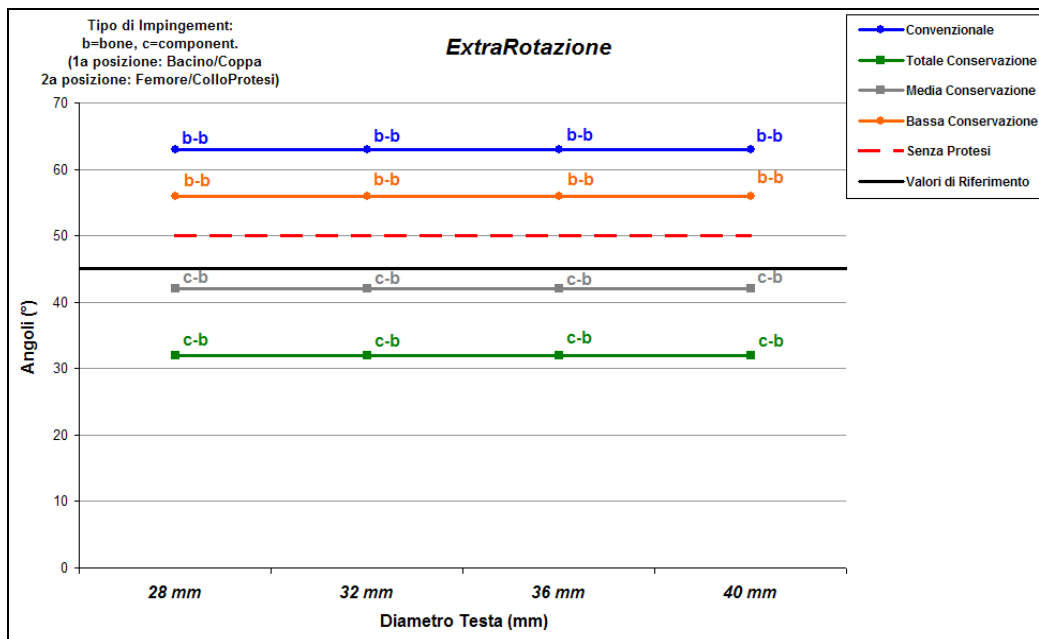
**Figura 4.9:** Movimento di Flessione per ogni modello e per ogni diametro di testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento (Turley et al.[6]).



**Figura 4.10:** Movimento di Adduzione per ogni modello e per ogni diametro di testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento (Turley et al.[6]).



**Figura 4.11: Movimento di IntraRotazione per ogni modello e per ogni diametro di testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento (Turley et al.[6]).**



**Figura 4.12: Movimento di ExtraRotazione per ogni modello e per ogni diametro di testa. Il grafico comprende anche i valori del modello Senza Protesi e i valori di Riferimento (Turley et al.[6]).**

Dalle Figure 4.9→4.12 si nota come diminuendo il livello di resezione del collo del femore il ROM aumenti e come il contatto di tipo c-b limiti i valori del ROM per modelli di protesi a Totale e a Media Conservazione.

I modelli a Bassa Conservazione e di Protesi Convenzionale (completa resezione) forniscono invece valori superiori a quelli del modello Senza Protesi, per tutti i movimenti.

Per i modelli di protesi conservative non è facile fare un confronto con la Letteratura, per via della mancanza di trattazioni di simulazioni di prove con questo genere di protesi.

Solo la trattazione di Mihalko et al. [64] fornisce indicazioni su quale sia il livello di resezione del collo più indicato per l'impianto di protesi conservative nel rispetto dei parametri anatomici più importanti (offset, lunghezza dell'arto e antiversione del collo). Mihalko indica come distanza raccomandata per la resezione 5mm dalla base del collo, che significa una conservazione minore rispetto al modello a Bassa Conservazione costruito per questo lavoro.

Tuttavia si possono confrontare i valori ottenuti dal modello di Protesi a Totale Conservazione con quelli calcolati da modelli di protesi di rivestimento. Apparentemente queste due tipologie non sono confrontabili, in quanto l'impianto di protesi di rivestimento non dovrebbe comportare una perdita di ROM rispetto all'articolazione anatomica.

Doherty [32], in realtà, dimostra come i valori di ROM per un modello di protesi di rivestimento siano inferiori di quelli anatomici. Quindi anziché confrontare i valori di Doherty con quelli del modello Senza Protesi si paragonano con quelli ottenuti dal modello di protesi a Totale Conservazione essendo quello, tra i modelli in esame, che anatomicamente si avvicina di più a un modello di protesi di rivestimento.

Nel suo lavoro Doherty calcola i valori in Flessione e in Estensione di un modello di Protesi di rivestimento, individuando come valori medi 109° di Flessione e 13° di Estensione.

I valori ottenuti dal modello a Totale Conservazione sono confrontabili in Flessione e maggiori (33° rispetto a 13°) in Estensione.

Un altro studio di Incavo et al. [51] calcola per un modello di protesi di rivestimento i valori di  $111^\circ$  in Flessione e  $32^\circ$  in Estensione; in questo caso i valori ottenuti dal modello a Totale Conservazione sono paragonabili per entrambi i movimenti.

Concludendo, alla luce dei risultati ottenuti, si può affermare che nel modello CAD costruito la totale conservazione del collo femorale non permette di ottenere un ROM equivalente a quello di riferimento della Letteratura; i valori in Flessione e in ExtraRotazione sono al di sotto di tale riferimento.

La media conservazione del collo fornisce valori al limite di quelli presi come riferimento mentre la bassa conservazione e la completa resezione garantiscono un ROM più ampio.

### **4.3 Movimenti Critici: correlazione con il livello di resezione del collo e vie d'accesso chirurgiche**

I movimenti critici, detti anche “composti”, sono quelli definiti a rischio di lussazione da Nadzadi et al. [29] e da Patel et al. [31].

Il rischio di lussazione può essere anteriore (nei movimenti di Pivot e Roll) o posteriore (nei movimenti di Stoop, Sit to Stand, Cross Legs, Shoe Tying).

Nadzadi definisce il ROM dei movimenti critici con misurazioni eseguite tramite markers cutanei in 10 soggetti sani, ottenendo valori di 100° di Stoop, 40° di Stoop, 40° di Roll, 35° di Sit to Stand, 30° di Cross Legs e 30° di Shoe Tying.

Patel invece utilizza un modello CAD di protesi Convenzionale e grazie ai valori di Nadzadi imposta le simulazioni e ottiene valori medi di 92,9° di Stoop, 34,1° di Pivot, 36,4° di Roll, 112,4° di Sit to Stand, 115° di Crossing Legs e 97,8° di Shoe Tying .

I risultati di Nadzadi vengono presi come riferimento sia per quanto riguarda il valore finale del movimento sia per la definizione delle rotazioni di base che vanno a comporre il singolo movimento critico.

I valori ottenuti dalla simulazione dei movimenti critici nei modelli con testa da 32mm e coppa orientata in accordo con la “*safe-zone*” area definita da Lewinnek [28] sono rappresentati in Figura 3.17.

Si nota come i valori dei movimenti di Pivot e Roll per i modelli di protesi a Totale e Media Conservazione siano inferiori sia ai valori di riferimento che ai valori del modello Senza Protesi e presentino un contatto di tipo c-b.

Questi due movimenti prevedono la ricerca della massima ExtraRotazione e generano quindi il contatto tra la componente acetabolare e il collo del femore conservato nella regione posteriore.

Invece, per il modello a Bassa Conservazione e per quello di Protesi Convenzionale (completa resezione del collo), i valori ottenuti sono superiori al riferimento e si nota come il ROM sia migliore rispetto a quello del modello Senza Protesi, identificando un contatto di tipo b-b.



Rispetto ai dati di Patel il ROM dei movimenti di Pivot e Roll ottenuti sono maggiori ( $45^\circ$  rispetto a  $34,1^\circ$  e  $55^\circ$  rispetto a  $36,4^\circ$ ).

Per quanto riguarda i movimenti a rischio di lussazione posteriore si nota come i valori calcolati per il movimento di Stoop siano inferiori per tutti i modelli, tranne che per il modello di Protesi Convenzionale, del valore preso come riferimento calcolato da Nadzadi.

Il contatto è sempre di tipo b-b, quindi la componente protesica non incide sul ROM di questo movimento.

Rispetto al modello di Patel l'escursione angolare ottenuta dal modello in questione è più ampia ( $114^\circ$  rispetto a  $92,9^\circ$ ).

Per i movimenti eseguiti partendo da una posizione seduta, si osserva come tutti i valori ottenuti siano superiori al riferimento e anche ai valori calcolati per il modello Senza Protesi. Il modello a Totale Conservazione presenta un contatto di tipo c-b mentre tutti gli altri contatti sono di tipo b-b per i modelli di Media e Bassa Conservazione e b-c o c-c per il modello di Protesi Convenzionale.

Questi movimenti prevedono la ricerca della massima Flessione e generano il contatto nella regione anteriore.

Risulta difficile fare un confronto con il lavoro di Patel, in quanto in esso non viene considerato il tilt pelvico del bacino in posizione seduta; come invece si è fatto in questo lavoro seguendo le indicazioni di DiGioia [55].

Si può concludere che diminuendo la conservazione del collo femorale si ha un aumento del ROM per ogni singolo movimento critico. Il modello Senza Protesi in termini di ROM è posizionabile tra il modello a Totale Conservazione e quello a Media Conservazione per i movimenti a rischio di lussazione posteriore e tra il modello a Media Conservazione e quello a Bassa Conservazione per i movimenti a rischio di lussazione anteriore.

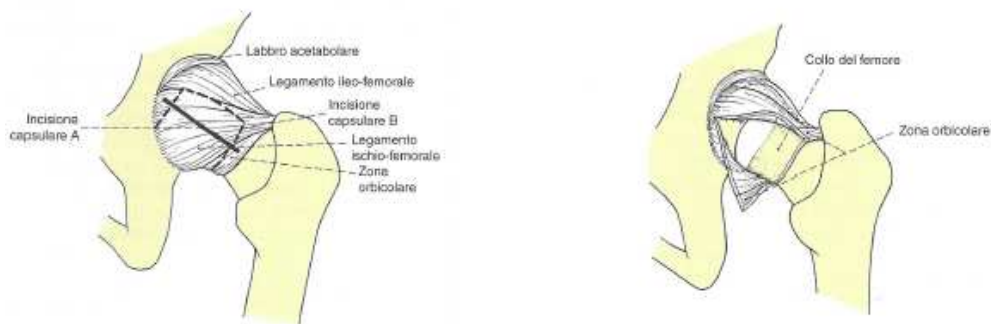
L'analisi dei movimenti a rischio di lussazione può essere presa in considerazione dal chirurgo una volta scelta la via d'accesso chirurgica

per l'intervento di protesi d'anca. Le tipologie d'accesso sono varie e possono essere divise in tre categorie: anteriore, laterale o posteriore [Figura 4.13].



**Figura 4.13: Rappresentazione dei tre tipi di accesso chirurgico, dove si evidenzia l'incisione cutanea [64].**

In caso di lussazione essa avviene prevalentemente verso la zona d'accesso in quanto attraverso la ferita è stata creata una breccia. Questa breccia, che ha comportato una lesione dei tessuti molli e un'asportazione della capsula articolare, può anche essere causa di riduzioni dell'offset e di mal-posizionamento dei componenti in fase operatoria e “favorire” quindi la fuoriuscita della testa dall'acetabolo per movimenti accidentali del paziente [Figura 4.14].



**Figura 4.14: Esempio di incisione della capsula articolare per un accesso posteriore [64].**

Scelta la via d'accesso, l'analisi dei movimenti critici può essere d'aiuto al chirurgo per individuare il tipo di protesi da utilizzare per avere il miglior rendimento funzionale in termini di ROM.

Un ulteriore accorgimento che può essere valutato in fase operatoria, tenendo in considerazione l'analisi del ROM dei movimenti critici, è rappresentato dalla scelta dell'orientamento della coppa.

Ad esempio, i risultati ottenuti per i movimenti critici di Pivot e Roll (ossia i due movimenti a rischio di lussazione anteriore) indicano che le protesi conservative a Totale Conservazione e Media Conservazione non garantiscono un ROM accettabile; questi due movimenti sono limitati dalla posizione della coppa acetabolare.

Posizionando la coppa a 45° in Abduzione e 0° in Antiversione (non più quindi a 45°/15°) si è visto, come mostra la Figura 3.21, che i valori delle escursioni angolari per questi due movimenti aumentano fino a portarsi “in linea” con quelli presi come riferimento.

Al contrario il ROM degli altri movimenti critici, può essere limitato dal fatto che la coppa sia in questo caso meno antiversa, ma si rimane sempre sopra il valore di riferimento.

Le differenze tra i ROM dei movimenti critici in base ai due posizionamenti della coppa sono riportate in Figura 4.15.

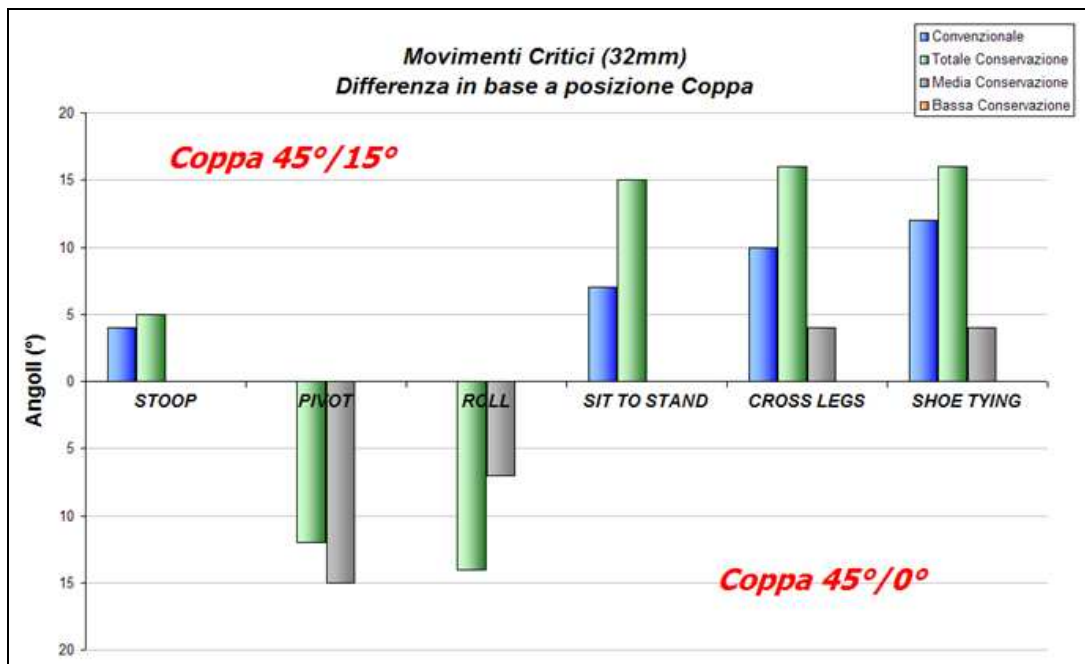


Figura 4.15: Differenza tra i valori dei movimenti critici in base all'orientamento della coppa. È raffigurato il “delta”, ovvero il guadagno che si ha in un caso rispetto all'altro.

Se si analizza anche il ROM delle rotazioni di base ottenuto con il nuovo posizionamento della coppa, si conferma il miglioramento per i movimenti che prevedono un contatto c-b o c-c nella zona posteriore, e un peggioramento per quelli che prevedono la collisione nella zona anteriore [Figura 3.22].

In conclusione, lo studio del ROM dei movimenti critici è utile nella scelta del tipo di protesi da utilizzare e della posizione ottimale dei componenti.

#### **4.4 Effetto dell'offset sul Range Of Motion**

La variazione dell'offset influisce sul ROM, come si evince dalla Figura 3.24.

Le simulazione dei movimenti dei 5 nuovi modelli, costruiti appositamente per verificare tale influenza, indicano che partendo da un offset più corto di quello anatomico, man mano che lo si aumenta, l'escursione angolare dei movimenti cresce [Figura 3.24].

Il fatto che si ottenga un offset minore di quello anatomico lo si deve, dal punto di vista modellistico, al tipo di protesi utilizzata per i modelli appositamente creati.

Il modello che presenta l'offset minore è il modello di Protesi a Collo Retto (34,6mm) mentre quello che ha l'offset maggiore è il modello di Protesi a Collo Varo di 20° con testa L (44,6mm); l'offset anatomico misura invece 46,3mm.

Analizzando i risultati, si nota come passando dall'offset più piccolo al più grande l'escursione angolare in Flessione migliora di 7° (da 127° a 134°) e quella in Estensione di 26° (da 54° a 82°); in entrambi i movimenti il contatto non cambia, rimanendo rispettivamente di tipo b-b e c-c.

Per i movimenti critici accade la stessa cosa: lo Stoop migliora di 8° (da 105° a 113°), il Pivot di 10° (da 32° a 42°) così come il Roll (da 44° a 54°), il Sit to Stand di 6° (da 58° a 64°), il Cross Legs di 7° (da 81° a 88°) e il Shoe Tying di 10° (da 69° a 79°).

Tutti i valori sono superiori a quelli presi come riferimento, eccetto quelli del movimento di Pivot, dove solo l'offset più vicino all'anatomico fornisce un valore maggiore della soglia.

Per tutti i movimenti critici il contatto rimane di tipo b-b ad eccezione del Pivot che passa da b-b a c-c e per il Shoe Tying che passa da c-c a b-b.

È difficile fare un confronto tra questi modelli e il modello di Protesi Convenzionale (con offset anatomico di 46,2mm) usato precedentemente, nonostante il femore sia resecato nello stesso punto.

Il tipo di protesi e il posizionamento che occupano nel femore sono diversi, per tanto è possibile solo un confronto quantitativo, che vede i valori del ROM essere paragonabili a meno di qualche grado, ed aumentare al crescere dell'offset.

Si conclude che, aumentando l'offset, il ROM dei movimenti simulati migliora in quanto il femore viene lateralizzato maggiormente ed è di conseguenza più distante dal bacino; per arrivare all'*impingement* deve quindi percorrere un'escursione angolare maggiore.

## 4.5 Limiti del modello

Lo studio modellistico trattato in questa tesi è limitato da diversi fattori. Come prima cosa si tratta di un modello nel quale non vengono considerati i tessuti molli.

I tessuti molli come i muscoli, i tendini e i legamenti forniscono un limite di “fine corsa” nei movimenti dell’articolazione, si parla quindi di *soft-tissue impingement*.

L’*impingement* calcolato in questo studio è quindi l’*impingement* articolare, ovvero solo quello che avviene tra parti che formano l’articolazione.

Il ROM articolare calcolato dal modello costruito, può quindi essere definito come una sovra-stima dell’effettivo ROM di un’articolazione dell’anca.

Come secondo aspetto si deve considerare il fatto che i valori del ROM ottenuti sono dovuti al movimento del solo femore attorno ai tre assi del sistema di riferimento fisso del bacino; in realtà in un movimento naturale l’arto inferiore si muove diversamente se la gamba è mantenuta flessa o distesa.

Un terzo aspetto riguarda l’approssimazione nel calcolo di tutti i punti identificati e calcolati virtualmente dove deve essere considerato l’errore di misura umano e del software.

Quarta limitazione riguarda l’incertezza sulla palpazione virtuale, utilizzata nel calcolo dei Sistemi di Riferimento del bacino e del femore. Non è stato ripetuto più volte il procedimento e quindi non si è quantificata la variazione tra ripetizioni (variabilità intra-operatore) e non è stato fatto ripetere a diversi operatori il procedimento sullo stesso segmento (variabilità inter-operatore).

L’ultima considerazione è da farsi sul fatto che si è costruito un solo modello di bacino-femore, pertanto non è stato possibile verificare statisticamente la riproducibilità delle metodologie utilizzate e le considerazioni fatte sul ROM.

Tuttavia i risultati ottenuti garantiscono un buon confronto con quanto già presente in Letteratura e si può quindi concludere che il metodo utilizzato sia corretto.



## 5. CONCLUSIONI

Lo scopo del lavoro è quello di verificare tramite software CAD l'influenza dei principali parametri chirurgici e anatomici sul Range Of Motion (ROM).

Sono stati costruiti 5 modelli, uno di articolazione sana (Senza Protesi), uno di protesi Convenzionale e tre di protesi Conservative o a Conservazione (Totale, Media e Bassa Conservazione).

Per tutti i modelli sono state simulate le rotazioni di base e i cosiddetti movimenti critici, ovvero quei movimenti a rischio di lussazione.

Le prove sono state eseguite per teste da 28-,32-,36-,40mm di diametro, e con la coppa orientata di 45° in abduzione e 15° gradi in antiversione prima, e successivamente di 45° e 0°.

Inoltre, per verificare l'influenza dell'offset sul ROM, sono stati costruiti e simulati i movimenti per altri 5 modelli che non conservassero il vincolo del mantenere l'offset anatomico.

Variando il diametro della testa si registrano differenze apprezzabili in termini di ROM (prendendo come target i valori con testa da 36mm) solo per i movimenti di Estensione e Abduzione per il modello di Protesi Convenzionale e di Abduzione per il modello a Bassa Conservazione. Queste differenze si notano solo per la testa da 28mm e misurano al massimo 6°.

Si può concludere che la variazione del diametro della testa protesica, per questo modello, non comporta effetti significativi sul Range Of Motion.

Variando il livello di resezione del collo si è visto come per i modelli di protesi a Media Conservazione, Bassa Conservazione e Convenzionale si misurano angoli superiori a quello del Riferimento tratto dalla Letteratura. Diversamente per il modello di Protesi a Totale Conservazione i valori ottenuti per alcuni movimenti sono inferiori, poiché limitati da un contatto di tipo c-b.

Le simulazioni dei movimenti critici confermano la tendenza di un ROM accettabile per i modelli di protesi a Bassa Conservazione e di protesi Convenzionale, i quali forniscono escursioni angolari sempre superiori a quelle prese come Riferimento dalla Letteratura. Invece, le protesi a Totale e Media Conservazione forniscono valori inferiori al Riferimento per i movimenti di Pivot e Roll, essendo limitati dall'antiversione della coppa (movimenti di ExtraRotazione e contatto c-b). Si conclude che, nel modello creato, la totale conservazione non garantisce un ROM accettabile, mentre man mano che si diminuisce con la conservazione del collo il ROM aumenta.

Variando la posizione della coppa a  $45^{\circ}/0^{\circ}$  i due movimenti Critici Pivot e Roll migliorano per i modelli a Totale e Media Conservazione, tornando in linea con il Riferimento. Questo modello quindi consiglia, per una totale e per una media conservazione, una posizione della coppa di  $45^{\circ}/0^{\circ}$ , soprattutto nel caso di un accesso chirurgico di tipo anteriore. Riguardo l'offset si nota come più si avvicina a quello anatomico che misura 46,2mm (da 37 a 44mm), più si riscontra un aumento in termini di ROM. Il modello CAD in esame consiglia, per ottenere un ROM maggiore, un offset il più vicino possibile a quello anatomico.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] P. Berjano et al – “Revisione sistematica sulle protesi d'anca: affidabilità dell'impianto” – Ministero della salute – 2004
- [2] E. Romanini, C. Villani, M. Torre – “Qualità di vita e protesi d'anca” – Istituto Superiore Sanità V 2006
- [3] G. Anastasi et al. – “Trattato di ANATOMIA UMANA” – edi-ermes 2008
- [4] A. Toni – “Artroprotesi d'anca per il paziente attivo” – Sports Rehabilitation and orthopaedic surgery: post-surgery protocols –XVII International congress on sports rehabilitation and traumatology
- [5] A. I. Kapandji – “Fisiologia Articular”– Editorial medica panamericana, 5a Edicion
- [6] G. A. Turley, S. M. Y. Ahmed, M. A. Williams and D. R. Griffin – “Establishing a range of motion boundary for total hip arthroplasty” – Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine August 2011 vol. 225 no. 8 769-782
- [7] A. K. Kindsfater et al. – ”The incidence of femoral component version change in primary THA using the S-ROM femoral component” – Orthopedics April 2011; 34(4): 260
- [8] R.I.P.O. (Registro Regionale di Implantologia Protesica Ortopedica) – “Dati complessivi interventi di protesi d'anca, di ginocchio e di spalla 2000-2010” – Servizio sanitario regionale Emilia-Romagna
- [9] R. Pietrabissa – “Biomateriali per protesi e organi artificiali” – Pàtron Editore – 1996
- [10] S. M. Jafari, C. Coyle, S. M. Mortazavi, J. Sharkey, P. F. Parvizi – “Revision Hip Arthroplasty - Infection is the Most Common Cause of Failure” – Clin Orthop Relat Res (2010) 468:2046–2051

- [11] M. Higa, H. Tanino, M. Abo, S. Kakunai, S. A. Banks – “Effect of acetabular component anteversion on dislocation mechanisms in total hip arthroplasty” – *Journal of Biomechanics* 44 (2011) 1810 – 1813
- [12] HE Rong-xin, YAN Shi-gui, WU Li-dong, WANG Xiang-hua and DAI Xue-song – “Position of the prosthesis and the incidence of dislocation following total hip replacement” – *Chin Med J* 2007; 120 (13) : 1140 – 1144
- [13] D. Kluess, H. Martin, W. Mittelmeier, K. Schmitz and R. Bader – “Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement” – *Medical Engineering & Physics* 29 (2007) 465 – 471
- [14] A. Bunn, C. W. Colwell and D. D. D’Lima – “Bony impingement limits design-related increases in hip range of motion” – *Clinical Orthopaedics and Related Research* – *Clinical Orthopaedics and Related Research* (2011) Volume: 470, Issue: 2, Pages: 418-27
- [15] W. K. Barsoum, R. W. Patterson, C. Higuera, A. K. Klika, V. E. Krebs and R. Molloy – “A computer model of the position of the component in the prevention of impingement in total hip replacement” – *J Bone Joint Surg Br* June 2007 vol. 89-B no. 6 839-845
- [16] T. Hisatome and H. Doi – “Theoretically optimum position of the prosthesis in total hip arthroplasty to fulfill the severe range of motion criteria due to neck impingement” – *J Orthop sci* (2011) 16:229 – 237
- [17] H. Tanino, H. Ito, M. K. Harman, T. Matsuno, W. A. Hodge and S. A. Banks – “An in vivo model for intraoperative assessment of impingement and dislocation in total hip arthroplasty” – *The Journal of Arthroplasty* 2008 Aug; 23 (5): 714-20
- [18] Wen-Ting Ji, Kai Tao and Cheng-Tao Wang – “A three-dimensional parameterized and visually kinematic simulation module for the theoretical range of motion of total hip arthroplasty” – *Clinical Biomechanics* 25 (2010) 427 – 432
- [19] A. J. Petrella, J. Q. Stowe, D. D. D’lima, P. J. Rullkoetter and P. J. Laz – “Computer-assisted versus manual alignment in THA” – *Clin Orthop Relat Res* (2009) 467: 50 – 55

- [20] O. Kessler, S. Patil, W. Stefan, E. Mayr, C. W. Colwell and D. D. D’Lima – “Bony impingement affects range of motion after total hip arthroplasty: A subject-specific approach” – *Journal of Orthopaedic Research* 26: 443 – 452, 2008
- [21] R. L. Bartz, P.C.Noble, N. R. Kadakia and H. S. Tullos – “The effect of femoral component head size on posterior dislocation of the artificial hip joint” – *The Journal of Bone and Joint Surgery* (2000) Volume: 82, Issue: 9, Pages: 1300-1307
- [22] A. Matsushita, Y. Nakashima, S. Jingushi, T. Yamamoto, A. Kuraoka and Y. Iwamoto – “Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty” – *J Arthroplasty* 2009 Jun; 24(4): 646-51
- [23] A. Matsushita, Y. Nakashima, M. Fujii, T. Sato, and Y. Iwamoto – “Modular necks improve the range of motion in cases with excessively anteverted or retroverted femurs in THA” – *Clinical Orthopaedics and Related Research* (2010) 468: 3342 – 3347
- [24] B. R. Burroughs, B. Hallstrom, G. J. Golladay, D. Hoeffel and W. H. Harris – “Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes” – *The Journal of Arthroplasty* Volume 20, Issue 1, January 2005, Pages 11–19
- [25] K. Suzuki, M. Matsubara, S. Morita, T. Muneta and K. I. Shinomiya – “CT image evaluation of the internal rotation limit prior to bony impingement after total hip arthroplasty” – *Journal of Orthopaedic Science* (2002) 7:433 – 438
- [26] J. Y. Lazennec and G. Saillant – “Hip-Spine relationship: A new concept to analyse THP dysfunction and instability” – *Bioceramics in joint arthroplasty Ceramics in Orthopaedics*, 2004, Session 5, 139-148
- [27] M. E. Nadzadi, D. R. Pedersen, J. J. Callaghan, T. D. Brown - “Effects of acetabular component orientation on dislocation propensity for small-head-size total hip arthroplasty” *Clinical Biomechanics* 17 (2002) 32–40

- [28] G. E. Lewinnek, J. L. Lewis, R. Tarr, C. L. Compere, and J. R. Zimmerman – “Dislocations after total hip-replacement arthroplasties” – *The Journal of bone and Joint Surgery* 1978 Mar; 60(2): 217-20
- [29] M. E. Nadzadi, D. R. Pedersen, H. J. Yack, J. J. Callaghan, T. D. Brown – “Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation” – *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 577–591
- [30] H. Sun, H. Inaoka, Y. Fukuoka, T. Masuda, A. Ishida and S. Morita – “Range of motion measurement of an artificial hip joint using CT images” – *Med Bio Eng Comput* (2007) 45: 1229 – 1235
- [31] A. B. Patel, R. R. Wagle, M. M. Usrey, M. T. Thompson, S. J. Incavo and Philip C. Noble – “Guidelines for implant placement to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty” – *The Journal of Arthroplasty* 2010 Dec; 25(8): 1275-81
- [32] S. D. Doherty, M. T. Thompson, M. M. Usrey, S. Muirhead-Allwood, P. C. Noble – “Does Hip Resurfacing Restore Normal Range of Motion and Provide Better Joint Motion Than THR? “– 53rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society Paper No: 0276
- [33] M. Seki, N. Yuasa and K. Ohkuni – “Analysis of optimal range of socket orientations in total hip arthroplasty with use of computer-aided design simulation” – *Journal of Orthopaedic Research* – Volume 16, Issue 4, pages 513–517, July 1998
- [34] D. D. D’Lima, A. G. Urquhart, K. O. Buehler, R. H. Walker and C. W. Colwell – “The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different Head-Neck ratios” – *The Journal of Bone and Joint Surgery Am.* 2000 Mar; 82(3): 315-21
- [35] A. M. DiGioia III, B. Jaramaz, A. Y. Plakseychuk, J. E. Moody, C. Nikou, R. S. LaBarca, T. J. Levison and F. Picard – “Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket” – *The Journal of Arthroplasty* 2002 Apr; 17(3): 359-64

- [36] B. H. Ko and Y. S. Yoon – “Optimal orientation of implanted components in total hip arthroplasty with polyethylene on metal articulation” – *Clinical biomechanics* 23 (2008) 996 – 1003
- [37] T. Kalteis, E. Sendtner, D. Beverland, P. A. Archbold, R. Hube, T. Schuster, T. Renkawitz and J. Grifka – “The role of the transverse acetabular ligament for acetabular component orientation in total hip replacement” – *The journal of Bone and Joint Surgery* 2011 Aug; 93(8): 1021-6.
- [38] K. H. Widmer – “Containment versus impingement: finding a compromise for cup placement in total hip arthroplasty” – *International Orthopaedics (SICOT)* (2007) 31 (Suppl 1): S29–S33
- [39] J. Y. Lazennec, N. Charlot, M. Gorin, B. Roger, N. Arafati, A. Bissery and G. Saillant – “Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning” – *Surg Radiol Anat* (2004) 26: 136 – 144
- [40] S. Zilber, J. Y. Lazennec, M. Gorin and G. Saillant – “Variations of caudal, central, and cranial acetabular anteversion according to the tilt of the pelvis” – *Surg Radiol Anat* (2004) 26: 462 – 465
- [41] R. H. Emerson – “Increased anteversion of press-fit femoral stems compared with anatomic femur” – *Clinical Orthopaedics and Related Research* – Published online: 23 July 2011
- [42] K. T. Suh, J. H. Kang, H. L. Roh, K. P. Moon and H. J. Kim – “True femoral anteversion during primary total hip arthroplasty” – *The journal of Arthroplasty* 2006 Jun; 21(4): 599-605
- [43] S. G. J. Eckrich, P. C. Noble and H. S. Tullos – “Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal” – *The Journal of Arthroplasty* Aug; 9(4): 419-26
- [44] F. Yoshimine – “The influence of the oscillation angle and the neck anteversion of the prosthesis on the cup safe-zone that fulfills the criteria for range of motion in total hip replacements. The required oscillation angle for an acceptable cup safe-zone” – *Journal of Biomechanics* 38 (2005) 125 – 13

- [45] G. Cinotti, N. Luciola, A. Malagoli, C. Calderoli, F. Cassese – “Do large femoral heads reduce the risks of impingement in total hip arthroplasty with optimal and non-optimal cup positioning?” – *International Orthopaedics (SICOT)* (2011) 35: 317 – 323
- [46] P. Dalla Pria, M. Pressacco, F. Benazzo and S. Fusi – “Diameter of the femoral head and joint stability” – “Bioceramics and alternative bearing in joint arthroplasty” *Ceramics in Orthopaedics, 2007, Session 3, 99-105*
- [47] D. Williams, M. Royle and M. Norton – “Metal-on-Metal hip resurfacing” – *The Journal of Arthroplasty* 2009 Jan; 24(1): 144-51
- [48] F. Yoshimine, K. Ginbayashi – “A mathematical formula to calculate the theoretical range of motion for total hip replacement” – *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 989–993
- [49] F. Yoshimine, K. Ginbayashi – “A mathematical formula to calculate the predicted range of motion for total hip arthroplasty, Supplementary material for the *Journal of Biomechanics Website*” – *Journal of Biomechanics* Volume 35, Issue 7, July 2002, Pages 989–993
- [50] S. J. Incavo, M. T. Thompson, J. E. Glod, R. V. Patel, K. D. Icenogle and P. C. Noble – “Which procedure better restores intact hip range of motion: total hip arthroplasty or resurfacing? A combined cadaveric and computer simulation study” – *The Journal of Arthroplasty* 2011 Apr; 26(3): 391-7
- [51] D. Klues, C. Ziets, T. Lindner, W. Mittelmeier, K. Schmitz and R. Bader – “Limited range of motion of hip resurfacing arthroplasty due to unfavorable ratio of prosthetic head size and femoral neck diameter” – *Acta Orthopaedica* 2008; 79 (6): 748 – 754
- [52] H. Miki, W. Yamanashi, T. Nishii, Y. Sato, H. Yoshikawa and N. Sugano – “Anatomic hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty as measured by a navigation system” – *The Journal of Arthroplasty* 2007 Oct; 22(7): 946-52.



- [53] K. H. Widmer, B. Zurfluh – “Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion” – *Journal of Orthopaedic Research* 22 (2004) 815 – 821
- [54] Sugano et. al. – “Dynamic Measurements of Hip Movement in Deep Bending Activities After Total Hip Arthroplasty Using a 4-Dimensional Motion Analysis System” – *The Journal of Arthroplasty* Vol. 00 No. 0 2012
- [55] A. M. DiGioia, M. A. Hafez, B. Jaramaz, T. J. Levison and J. E. Moody – “Functional Pelvic Orientation Measured from Lateral Standing and Sitting Radiographs” – *Clinical Orthopaedics and related research* Number 453, pp. 272–276
- [56] B. C. Bengs, S. N. Sangiorgio and E.Ebramzadeh – “Less range of motion with resurfacing arthroplasty than with total hip arthroplasty” – *Acta Orthopaedica* 2008; 79 (6): 755 – 762
- [57] R. J. Krushell, D. W. Burke and W. H. Harris – “Range of motion in contemporary total hip arthroplasty, the impact of modular head-neck components” – *The Journal of Arthroplasty* 1991 Jun; 6(2): 97-101.
- [58] J. M. Roberts, K. Wilson – “Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity” – *Br J Sports Med* 1999 33: 259-263
- [59] J. J. Godges, P. G. MacRae and K. A. Engelke – “Effects of Exercise on Hip Range of Motion, Trunk Muscle Performance, and Gait Economy” – *PHYS THER.* 1993; 73:468-477
- [60] S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes – “ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine” – *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 543 – 548
- [61] Keisuke Hagio, Nobuhiko Sugano, Takashi Nishii, Hidenobu Miki, Yoshito Otake, Asaki Hattori, Naoki Suzuki, Kazuo Yonenobu, Hideki Yoshikawa and Takahiro Ochi – “A novel system of four-dimensional motion analysis after total hip arthroplasty” – *Journal of Orthopaedic Research* 22 (2004) 665 – 670

- [62] W. B. Kurtz, T. M. Ecker, W. M. Reichmann and S. B. Murphy – “Factors affecting bony impingement in hip arthroplasty” – *The journal of Arthroplasty* 2010 Jun; 25(4): 624-34
- [63] Detlef von Torklus – “Atlante delle vie di accesso in chirurgia ortopedica” – Elsevier Masson – 2008
- [64] W. M. Mihalko, K. J. Saleh, M. O. Heller, B. Mollard, C. Konig, S. Kammerzell – “Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant” – *Orthopaedics* 2009 Oct; 32(10 Suppl): 18-21
- [65] R. L. Thornberry and A. J. Hogan – “The combined use of simulation and navigation to demonstrate hip kinematics” – *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91 Suppl 1:144-52

## **RINGRAZIAMENTI**

Il primo ringraziamento va alle persone che mi hanno accompagnato durante questa esperienza di Tesi, ovvero ai miei Tutor aziendali, l'Ing. Silvia Funaioli e l'Ing. Paolo Dalla Pria.

Grazie al loro supporto sono riuscito a portare a termine il lavoro in maniera molto soddisfacente e mi sono sentito come a casa in una realtà aziendale che mi ha ospitato e mi ha messo a disposizione tempo e materiale.

Un ringraziamento sentito va anche al mio relatore, il Professor Luca Cristofolini, per la disponibilità infinita e per i consigli e le linee guida che mi ha dato per conseguire il mio obiettivo.

Una menzione particolare va al mio amico Matteo, compagno di questa avventura, con il quale ho condiviso tantissimi momenti e con cui sento il dovere di condividere questo risultato.

Per i miei genitori, mio fratello, i miei nonni Laura e Provinio e per la mia ragazza Claudia non basterebbe un'intera pagina per ringraziarli di quanto fatto per me e di quanto mi hanno supportato (ma anche sopportato) in tutti questi anni di studio e in questo periodo di Tesi.

Ultimi, ma non meno importanti, i ringraziamenti ai miei compagni di facoltà con i quali abbiamo condiviso mille battaglie e che rimarranno un ricordo indelebile di questi anni trascorsi.

Grazie.