# **POLITECNICO DI TORINO**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

## Tesi di Laurea Magistrale

Modellazione Multibody di un arto inferiore per l'analisi parametrica di protesi d'anca



Relatori

Ing. Mara Terzini Ing. Giovanni Putame Prof. Alberto Audenino Candidato

Gabriele Adamo

Anno Accademico 2019/2020

*Ringrazio la mia famiglia per avermi supportato e incoraggiato durante l'intero percorso universitario.* 

Ringrazio tutti i miei amici per aver condiviso con me momenti di gioia, ma anche di difficoltà, rendendo più leggeri questi cinque anni.

Ringrazio i miei relatori per avermi aiutato e indirizzato correttamente nello svolgimento e nella stesura di questo lavoro di tesi.

# Indice

Abstra	nct	1
1 Intr	oduzione	2
1.1 P	Protesi d'anca	
1.1.1	Cause di protesizzazione dell'anca	2
1.1.2	Requisiti di una protesi d'anca	3
1.1.3	Tipologie di protesi d'anca	4
1.1.4	Concetto di modularità della protesi	7
1.1.5	Accoppiamento tramite cono Morse	9
1.1.6	Materiali della protesi d'anca	12
1.1.7	Fallimento della protesi d'anca	15
1.1.8	Fenomeno di trunnionosis	19
1.1.9	Cause della trunnionosis	21
1.1.10	Conseguenze e chirurgia di revisione	22
1.2 Ir	ntroduzione modelli	
1.2.1	Tipologie di modelli	24
1.2.2	Procedimento di una modellazione multibody	
2 Mai	taviali a matadi	22
2.1 R	Chinoceros	
2.1.1	Posizionamento delle geometrie	
2.1.2	Adattamento al femore di elementi geometrici	
2.1.3	Resezione del femore e inserimento dello stelo	
2.2 A	dams	
2.2.1	Inclinazione dell'arto sul piano frontale	

2.2.2	Creazione delle componenti protesiche4
2.2.3	Creazione delle articolazioni4
2.2.4	Definizione dei muscoli4
2.2.5	Dati di input e trasformazione delle traiettorie4
2.2.6	Rotazione del modello4
2.2.7	Assegnazione delle masse5
2.2.8	Simulazione di cinematica inversa5
2.2.9	Contatto coppa-testina5
2.2.10	Forza di reazione alla caviglia6
2.2.11	Inserimento delle coppie alle articolazioni6
2.2.12	Definizione delle forze muscolari
2.2.13	Modelli implementati e approccio computazionale7
2.2.14	Variazione dei parametri

## **3** Risultati e discussioni......73

3.1	Risultati	73
3.1.1	Forze di contatto con i parametri iniziali	73
3.1.2	Forze di contatto con variazione dei parametri	76
3.2	Discussioni	79
3.2.1	Forze di contatto con i parametri iniziali	79
3.2.2	Forze di contatto con variazione dei parametri	81

4	Conclusion		34
---	------------	--	----

Bibliografia	
0	

# Lista figure

Figura 1-1. Forze di contatto all'anca calcolate per varie attività quotidiane, (OrthoLoad, 2010)	3
Figura 1-2. Componenti di una protesi totale d'anca, (Shahinpoor H, 2015)	4
Figura 1-3. Esempi di diametro per l'inserto, (Plus Orthopedics)	5
Figura 1-4. Schema di un'endoprotesi unipolare e bipolare, (Holy Cross Orthopedic Institute, s.d.)	6
Figura 1-5. Schema di una protesi di rivestimento inserita nell'articolazione, (Dr. Anthony Spriggins, s.d.)	6
Figura 1-6. Scelta dell'offset per protesi monoblocco e protesi modulari, (Francesco Traina M. D., 2009)	8
Figura 1-7. Modularità di routine e modularità complessa, (Baxmann M., 2017)	8
Figura 1-8. Schema delle forze agenti sul cono dell'accoppiamento cono Morse, (B.Higgs, 2019)	9
Figura 1-9. Segni di corrosione dell'accoppiamento cono Morse, (S. Hussenbocus, 2015)	12
Figura 1-10. Materiali per l'accoppiamento testa-inserto, (CeramTec, s.d.)	14
Figura 1-11. Rate di usura lineare per le possibili combinazioni di materiali, (CeramTec, s.d.)	.15
Figura 1-12. Radiografia di una protesi d'anca lussata, (Navin Mukundu Nagesh, 2017)	.16
Figura 1-13. Frattura del femore protesizzato secondo la classificazione Vancouver, (Aaron Nauth, s.d.)	.17
Figura 1-14. Radiografia di una frattura dello stelo della protesi, (Mr Anil Khanna, 2007)	.17
Figura 1-15. Scollamento asettico per cause meccaniche e biologiche e scollamento settico, (Iain Watt, 2006).	18
Figura 1-16. Componente protesica usurata e successivamente fratturata, (Iain Watt, 2006)	19
Figura 1-17. Meccanismo di trunnionosis, (Kenneth L. Urish, 2019)	20
Figura 1-18. Esempio di necrosi dei tessuti locali causata da trunnionosis, (Manthe M., 2016)	23
Figura 1-19. Esempio di modello multibody di arto inferiore, (Maximilian C. M. Fischer, 2018)	25
Figura 1-20. Principio di funzionamento di un simulatore articolare meccatronico HiL, (M. Kähler, 2010)	26
Figura 1-21. Modello di arto inferiore comprensivo degli elementi muscolari, (Edith M. Arnold, 2010)	27
Figura 1-22. Schema del laboratorio sperimentale di analisi del movimento, (Miguel T. Silva, 2003)	28
Figura 1-23. Schema rappresentante il modello muscolare di Hill, (LifeModeler, 2010)	30
Figura 1-24. Diagramma a blocchi di un controllore PID, (Wikipedia, 2020)	31
Figura 2-1. Posizionamento relativo delle geometrie di pelvi, femore e tibia	34
Figura 2-2. Sfera con cui è stata adattata la testa femorale	.35

Figura 2-3. Centro della testa, asse diafisario e asse del collo	36
Figura 2-4. Femore resecato	37
Figura 2-5. Modello completo su Rhinoceros	38
Figura 2-6. Asse meccanico dell'arto inferiore e asse diafisario, (Liberiauniverso, s.d.)	39
Figura 2-7. Creazione della coppa acetabolare	40
Figura 2-8. Rappresentazione della protesi completa	41
Figura 2-9. Modello Adams con pelvi, femore, tibia, stelo e tutte le componenti protesiche	42
Figura 2-10. Creazione del giunto rotante tra tibia e femore e del giunto fisso tra patella e tibia	43
Figura 2-11. Alcuni dei muscoli coinvolti nel movimento dell'articolazione dell'anca, (Wikipedia, 2019)	43
Figura 2-12. Modello di OpenSim 4.1 'Gait2392', preso a riferimento per la creazione dei muscoli	44
Figura 2-13. Marker per il motion capture e centri articolari e punti di riferimento, (OrthoLoad, 1998)	46
Figura 2-14. Sistema di riferimento della pelvi su OrthoLoad, (OrthoLoad, 1998)	48
Figura 2-15. Modello ruotato e traslato nella configurazione iniziale	49
Figura 2-16. Ellissoidi creati per l'assegnazione delle masse	50
Figura 2-17. Rappresentazione dei 'motion agents', (Lifemodeler, 2010)	52
Figura 2-18. Esempio di 'spline' creata	54
Figura 2-19. Connettori introdotti per la simulazione di cinematica inversa	55
Figura 2-20. Modello pronto per la simulazione di cinematica inversa	56
Figura 2-21. Grafico dell'andamento della funzione STEP, (Lifemodeler, 2010)	57
Figura 2-22. Dipendenza dei coefficienti di attrito statico e dinamico dalla velocità, (Lifemodeler, 2010)	59
Figura 2-23. Le tre componenti di forza e momento di reazione agenti sul punto di repere della caviglia	60
Figura 2-24. Vettori coppia in corrispondenza delle articolazioni di anca e ginocchio	62
Figura 2-25. Forze muscolari inserite nel modello	64
Figura 2-26 Elementi passivi dei muscoli	
rigura 2 20. Elementi pussivi dei museon	70
Figura 3-1. Componenti della forza di contatto: confronto tra il modello con soli muscoli e con sole coppie.	70 74
Figura 3-1. Componenti della forza di contatto: confronto tra il modello con soli muscoli e con sole coppie. Figura 3-2. Modulo delle forze di contatto: confronto tra i tre modelli e OrthoLoad	70 74 75
Figura 3-1. Componenti della forza di contatto: confronto tra il modello con soli muscoli e con sole coppie. Figura 3-2. Modulo delle forze di contatto: confronto tra i tre modelli e OrthoLoad Figura 3-3. Modulo della forza di contatto al variare del diametro della testa	70 74 75 77
Figura 3-1. Componenti della forza di contatto: confronto tra il modello con soli muscoli e con sole coppie. Figura 3-2. Modulo delle forze di contatto: confronto tra i tre modelli e OrthoLoad Figura 3-3. Modulo della forza di contatto al variare del diametro della testa Figura 3-4. Modulo della forza di contatto al variare dell'offset	70 74 75 77 78
Figura 3-1. Componenti della forza di contatto: confronto tra il modello con soli muscoli e con sole coppie . Figura 3-2. Modulo delle forze di contatto: confronto tra i tre modelli e OrthoLoad Figura 3-3. Modulo della forza di contatto al variare del diametro della testa Figura 3-4. Modulo della forza di contatto al variare dell'offset Figura 3-5. Forze muscolari di gluteo medio e gluteo minimo: modello con offset di 20.5 mm	70 74 75 77 78 82

# Lista tabelle

# Abstract

*Introduzione*. Le protesi d'anca vengono oggi ampiamente utilizzate in ambito chirurgico. Nonostante ciò, esistono ancora numerosi problemi che possono condurre al loro prematuro fallimento. Tra questi, si sta evidenziando negli ultimi anni il problema della trunnionosis, cioè l'usura e la conseguente corrosione in corrispondenza della giunzione cono Morse. Essa può provocare accumulo di ioni cobalto e cromo nel sangue, necrosi muscolare, pseudotumori e frattura o dissociazione delle componenti protesiche.

*Materiali e metodi.* In questa tesi, è stato implementato un modello multibody di arto inferiore (pelvi, femore e tibia) provvisto di protesi d'anca. Per farlo, sono stati utilizzati il software Rhinoceros per il corretto posizionamento relativo delle geometrie e il software Adams per inserire i giunti e i muscoli e per lanciare le simulazioni. È stata lanciata una prima simulazione di cinematica inversa che prendesse come dati di input le traiettorie durante la camminata normale, contenute nel database OrthoLoad in letteratura, e che registrasse in output il corretto schema di allungamento/accorciamento dei muscoli durante il movimento. Questo schema veniva poi dato in ingresso a controllori PID per ottenere le forze muscolari che movimentassero i segmenti durante una seconda simulazione di dinamica diretta.

Per tale simulazione, oltre che con i muscoli, è stato anche implementato un modello inserendo delle coppie alle articolazioni di anca e ginocchio che garantissero il movimento corretto sulla base degli angoli articolari registrati durante la cinematica inversa.

*Risultati e discussioni*. Per valutare il modello, sono state confrontate le forze di contatto all'anca ottenute dalla simulazione di dinamica diretta con quelle registrate da OrthoLoad. Con il modello ibrido (coppie + muscoli) si sono ottenuti valori molto simili a quelli sperimentali. Utilizzando solo i muscoli, invece, seppur fosse evidente il classico andamento a due picchi, i valori venivano un po' sovrastimati in fase di appoggio. In letteratura, si possono comunque trovare risultati più simili rispetto ai dati di OrthoLoad.

Il modello con soli muscoli è stato poi utilizzato per apprezzare i cambiamenti relativi delle forze di contatto al variare del diametro della testa e dell'offset. Variando il primo parametro, non si evidenziava alcuna differenza significativa, mentre all'aumentare dell'offset il modulo della forza di contatto diminuiva, ipotesi confermata dalla letteratura.

*Conclusioni*. Il modello potrà essere utilizzato come base per successivi studi sull'usura all'interfaccia testa-coppa e alla giunzione cono Morse. In ogni caso, dovrà essere ancora sviluppato ulteriormente per superare le approssimazioni introdotte, come l'assenza dell'implementazione del modello di Hill per il calcolo delle forze muscolari. Così facendo, si riuscirebbe, forse, a ottenere valori più simili a quelli di OrthoLoad in fase di appoggio.

# **1 Introduzione**

# 1.1 Protesi d'anca

### 1.1.1 Cause di protesizzazione dell'anca

Il problema principale per cui è necessario ricorrere a un intervento di protesizzazione dell'anca è l'artrosi, cioè una malattia degenerativa dell'articolazione. Essa si manifesta attraverso una progressiva perdita della cartilagine articolare con conseguente riduzione dello spazio interarticolare e avvicinamento tra la testa del femore e l'acetabolo. Ciò determina, a sua volta, uno stato di tensione che può portare i due capi ossei a sviluppare escrescenze ossee (osteofiti) con conseguente dolore, perdita di capacità di movimento e perdita di indipendenza. L'artrosi può essere primaria o secondaria. L'artrosi primaria insorge senza una motivazione apparente ed è un fenomeno dovuto prevalentemente all'età, all'invecchiamento e a fattori genetici. Quella secondaria, invece, è conseguenza di altri processi come traumi, malformazioni, fattori genetici, processi infiammatori, obesità, patologie endocrine, (Michelle J Lespasio, 2018).

Altra causa che può portare all'inserimento di una protesi d'anca è l'artrite reumatoide, una malattia autoimmune che colpisce le articolazioni. Si verifica quando il sistema immunitario comincia ad attaccare i tessuti sani, anziché gli agenti esterni, per cui il bersaglio degli anticorpi diventa la membrana sinoviale che riveste l'interno della capsula articolare. La membrana sinoviale aumenta di volume e progressivamente si espande fino a determinare la distruzione della cartilagine. Le cause di questa malattia non sono ancora completamente note, ma potrebbero esistere fattori di rischio genetici e ambientali (infezioni virali, stress, fumo, obesità). Anche con tale malattia si assiste a una perdita della funzionalità articolare, rigidità articolare e dolore, (Qiang Guo, 2018).

Infine, l'altro problema che provoca un danno evidente all'articolazione dell'anca è la frattura ossea. Spesso, in questi casi, la guarigione spontanea non è sufficiente a ristabilire la piena mobilità articolare e quindi è necessario ricorrere a un intervento di protesizzazione. Le cause di frattura del femore variano in genere a seconda dell'età del paziente. Nei giovani, infatti, è per lo più legata a incidenti sportivi o stradali perché l'osso del femore è molto robusto e, in assenza di patologie, necessita di un urto molto violento per rompersi, (E.B. Goudie, 2016). Negli anziani, invece, la frattura del femore è soprattutto legata a fenomeni di osteoporosi, una progressiva degenerazione del tessuto osseo che rende l'osso più fragile e più sensibile a traumi anche lievi dovuti a cadute accidentali, (Koo, 2013).

#### 1.1.2 Requisiti di una protesi d'anca

Una protesi d'anca deve garantire delle specifiche anatomiche e funzionali.

Deve innanzitutto consentire gli stessi gradi di libertà rotazionali di un'articolazione di anca sana.

Deve poi resistere ai carichi fisiologici derivanti dalle attività quotidiane. In appoggio bipodalico il peso corporeo è ripartito su entrambi gli arti e l'articolazione deve sopportare un carico pari a centinaia di Newton, tuttavia la forza di contatto risultante può variare, a seconda delle attività e delle condizioni di appoggio, da poche centinaia di Newton a picchi pari a migliaia di Newton (Figura 1-1), (G. Bergmann, 2001).



Figura 1-1. Forze di contatto all'anca calcolate per varie attività quotidiane. A sinistra i valori medi delle forze per l'intero ciclo di ogni diversa attività; a destra i picchi di carico che si possono raggiungere. Come si può notare, a parte la condizione limite dell'incespicare, per attività come salire o scendere le scale si possono raggiungere picchi di forza pari anche a circa sette volte il peso corporeo, (OrthoLoad, 2010)

Durante il ciclo del cammino, in un'articolazione sana, i carichi maggiori si concentrano, per il femore, nella zona sottostante al collo e nella regione intertrocanterica con tensioni massime di 150 MPa nella fase di appoggio del tallone, (Jeffrey Lotz, 1995), mentre, per il bacino, si concentrano nel quadrante antero-superiore dell'acetabolo con valori di 4.5 MPa nella fase finale di appoggio monopodalico, (Guangye Wang, 2016).

Bisogna considerare, inoltre, che i carichi a cui la protesi d'anca deve resistere sono carichi ciclici: una persona, in genere, applica il proprio peso su ciascuna gamba per circa 2 milioni di volte all'anno, (Mauricio Silva, 2002). Da qui la necessità della protesi di resistere adeguatamente anche a fenomeni di fatica.

Il componente protesico maggiormente sollecitato a fatica è lo stelo femorale.

Le superfici articolari (testa e coppa) devono presentare un'adeguata resistenza all'usura, (Affatato Saverio, 2019), per non avere danni importanti alle varie componenti e non indurre risposte indesiderate da parte dei tessuti.

La protesi deve poi garantire una buona stabilità meccanica (primaria e secondaria) e deve essere facilmente impiantabile e sostituibile nel caso di danno a una delle componenti.

La protesi deve essere fabbricata con materiali biocompatibili, (Affatato Saverio, 2019), che non devono in alcun modo provocare risposte indesiderate da parte dei tessuti, ma, al contrario, devono innescare tutti quei corretti processi biologici che alla fine favoriscono la stabilità meccanica dell'impianto e la sua osteointegrazione, cioè l'attacco di osso lamellare sull'impianto senza l'interposizione di tessuto fibroso, (Karuppal, 2016).

Infine, affinché l'impianto non fallisca, è necessario che esso abbia un comportamento biomeccanico che rispecchi le caratteristiche di un'articolazione di anca sana e che trasmetta all'osso uno stato di sollecitazione simile a quello dell'osso sano, in modo da non avere riassorbimento osseo o crescita ossea anomala, (Shahinpoor H, 2015).

### 1.1.3 Tipologie di protesi d'anca

Esistono diverse tipologie di protesi d'anca, utilizzate a seconda delle condizioni del paziente. Il tipo più comune è l'artroprotesi o protesi totale d'anca caratterizzata dalla presenza di due componenti, quella femorale e quella acetabolare. La prima si divide generalmente in stelo,



Figura 1-2. Nell'immagine sono mostrate le varie componenti di una protesi totale d'anca, (Shahinpoor H, 2015)

collo e testina femorale, mentre la seconda è formata da un inserto e da un cotile, cioè una coppa all'interno della quale si articola la testina femorale (Figura 1-2), (Shahinpoor H, 2015).

I diametri maggiormente utilizzati per la testina femorale sono 28 mm, 32 mm e 36 mm, (De Puy Synthes), (Plus Orthopedics), (Braun), (De Puy Synthes Corail). Vengono comunque anche prodotte teste di diametro minore, di 26 mm (De Puy Synthes) o di 22 mm (De Puy Synthes), (Plus Orthopedics), e teste di diametro maggiore, di 40 mm (De Puy Synthes Corail), (Braun) o di 44 mm (De Puy Synthes Corail).

In generale, una testina più piccola garantisce un minore attrito e una minore usura delle componenti, mentre una testina di dimensioni maggiori diminuisce il rischio di lussazione e aumenta il range di movimento.

Il collo si predilige snello per avere una maggiore escursione nel movimento. La sua lunghezza è variabile a seconda delle case produttrici: da 20.5 mm a 38 mm (De Puy Synthes), da 32 mm a 43 mm (De Puy Synthes Corail), da 32 mm a 42 mm (Zimmer Biomet).

Anche la lunghezza dello stelo non è standard, ma è molto variabile: da 103 mm a 210.5 mm (De Puy Synthes), da 115 mm a 190 mm (De Puy Synthes Corail), da 135 mm a 172 mm (Plus Orthopedics), da 107 mm a 144 mm (Zimmer Biomet), da 131.4 mm a 185.4 mm (Braun).

Per quanto invece riguarda il diametro dell'inserto, esso dipende dal diametro scelto per la testina femorale (Figura 1-3)

Destan	Ballhead Ø / sizes in mm			
Design	22	28	32	36
PE Insert Standard	40-44/46/48/50	46/48/50-52/54-56/58-68	50-52/54-56/58-68	
PE Insert Hooded		46/48/50-52/54-56/58-68	50-52/54-56/58-68	
DEVDOL Incert Stendard		46140150 50154 56150 60	50 50/54 50/59 00	
REAPOL Insert Standard		40/48/30-32/34-30/38-08	50-52/54-50/58-08	
REXPOL Insert Hooded		46/48/50-52/54-56/58-68	50-52/54-56/58-68	
Insert BIOLOX forte		46/48/50-52/54-56/58-68	46/48/50-52/54-56/58-68	50-52/54-56/58-68
PLUSMET Insert		46/48/50-52/54-56/58-68		

Figura 1-3. Esempi di diametro per l'inserto da scegliere a seconda della testina femorale utilizzata, (Plus Orthopedics)

Un altro tipo di protesi d'anca è l'endoprotesi o protesi parziale (Figura 1-4) che presenta solamente la componente femorale, cioè lo stelo con una testa di diametro pari a quello dell'acetabolo, che si interfaccia direttamente con l'acetabolo senza l'interposizione del cotile (endoprotesi unipolare). Talvolta, la testa femorale può essere composta da una testina più piccola che ruota all'interno di un guscio più grande che però non è un cotile (endoprotesi bipolare). Questo tipo di intervento è meno invasivo, più semplice e più breve dell'inserimento di un'artroprotesi, consente una ripresa post-operatoria più veloce e garantisce un minor rischio dislocazione. Viene quindi privilegiato per pazienti molto anziani che si sottopongono

a protesizzazione per frattura del femore e non per coxartrosi. Nei giovani, che generalmente svolgono elevati livelli di attività, la presenza della testa protesica a diretto contatto con il cotile del paziente potrebbe portare a un'usura precoce del cotile stesso con necessità di rioperare per l'inserimento di un cotile protesico. In ogni caso, con un'endoprotesi, lo stato della cartilagine deve essere abbastanza buono da garantire l'assenza della componente acetabolare, (Ismail Hadisoebroto Dilogo, 2013).

L'ultima tipologia di protesi utilizzata è la protesi di rivestimento (Figura 1-5) che ha il vantaggio di limitare al massimo il sacrificio di osso e di garantire quindi un movimento più fisiologico perché non presenta lo stelo, (Matthew L Costa, 2018): viene semplicemente effettuato un rivestimento della testa femorale, la quale viene lievemente lavorata per ridurla di dimensioni, e viene inserito un cotile. Mantenendo intatto l'osso del femore, questa tipologia di protesi non può essere utilizzata nel caso di fratture. Lo svantaggio delle protesi di rivestimento è che richiedono un accesso chirurgico più ampio determinando una ferita e un taglio del muscolo maggiori. Inoltre, aumenta il rischio di frattura del collo del femore, (Cuckler, 2006).



Figura 1-4. Schema di un'endoprotesi unipolare (a destra) e di un'endoprotesi bipolare (a sinistra), (Holy Cross Orthopedic Institute, s.d.)

Figura 1-5. Schema di come una protesi di rivestimento risulta inserita all'interno dell'articolazione, (Dr. Anthony Spriggins, s.d.)

La protesi totale e quella parziale d'anca possono essere cementate o non cementate. La scelta dipende dalle condizioni del paziente e dalla valutazione della stabilità, primaria e secondaria, che il paziente riuscirebbe a garantire dopo l'intervento.

La stabilità primaria, si intende quella dell'immediato post-operatorio, è sicuramente garantita da una protesi con stelo cementato. Per tale ragione, se l'osso non è sano, si preferisce adottare l'interposizione di cemento polimerico che garantisce un veloce ancoraggio della protesi.

L'azione del cemento polimerico si concretizza nell'invadere da una parte le trabecole ossee e nell'aderire dall'altra alle superfici della protesi.

Se invece il paziente è giovane e attivo e presenta un osso abbastanza sano, si preferisce non inserire il cemento per evitare le criticità legate al suo utilizzo. Infatti, gli impianti cementati offrono ottimi risultati a breve termine ma si deteriorano col tempo, mentre quelli non cementati migliorano col passare degli anni. In questo caso il fissaggio a breve termine avviene per press-fit e la stabilità primaria si manifesta solo se i micromovimenti relativi stelo-osso non superano i 150  $\mu$ m. Con uno stelo non cementato il tempo di ancoraggio necessario per il minimo di osteointegrazione è di 4-12 settimane, (Karuppal, 2016).

La stabilità secondaria, quella che è necessario garantire a lungo termine, dipende dalla presenza di un corretto stato tensionale che induce un adeguato rimodellamento osseo e la conseguente completa osteointegrazione della protesi. Per raggiungere la massima osteointegrazione le tempistiche sono fino a tre anni, (Karuppal, 2016).

#### 1.1.4 Concetto di modularità della protesi

Le prime protesi erano monoblocco (Figura 1-6), cioè con un unico pezzo veniva realizzata l'intera componente femorale (stelo, collo e testa). Questo tipo di protesi, però, non consentiva di ripristinare la corretta biomeccanica del paziente, con il conseguente fallimento dell'impianto, (Francesco Traina M. D., 2009). Infatti, nelle protesi monoblocco la lunghezza del collo e l'offset (distanza orizzontale tra il centro della testa e l'asse longitudinale del femore) erano direttamente proporzionali alla lunghezza dello stelo. Quindi steli più lunghi presentavano colli e offset maggiori, e viceversa. Questo schema, però, non rispecchiava in generale l'anatomia dei pazienti. In più non venivano tenute in considerazione le differenze sostanziali esistenti tra uomini e donne: l'uomo presenta un collo più lungo rispetto alla donna, ha uno stelo femorale più largo, l'angolo tra l'asse longitudinale del femore e l'asse del collo ha generalmente valori più elevati e ha un offset maggiore, (Francesco Traina M. D., 2009). Da questa grande variabilità si riesce a capire come le protesi monoblocco non potessero soddisfare le esigenze di tutti i pazienti: uno studio sulla parte prossimale del femore ha mostrato che le protesi monoblocco restauravano l'offset in un paziente su tre, (Massin P, 2000).

Per questa ragione, alla fine degli anni '60 sono state introdotte le protesi modulari (Figura 1-6), dove per modulari si intende che sono costituite da diversi moduli assemblabili così da garantire una maggiore adattabilità alle diverse anatomie dei pazienti e una maggiore facilità sul campo operatorio.



Figura 1-6. Dall'immagine si nota quanto le protesi monoblocco (a sinistra) fossero molto più vincolanti rispetto alle protesi modulari (a destra) nella scelta dell'offset rispetto alla lunghezza dello stelo, (Francesco Traina M. D., 2009)

La prima modularità introdotta è stata quella che viene oggi definita modularità di routine, (Berry, 2014). Essa consiste nell'introduzione dell'inserto accanto al guscio per la componente acetabolare e della testina femorale come parte singola che viene inserita sul collo dello stelo.

Esiste poi anche un altro tipo di modularità, la modularità complessa o doppia modularità (Berry, 2014), che introduce come modulo anche il collo della protesi e che, in alcuni casi, scompone anche lo stelo in due parti per avere maggiore flessibilità (Figura 1-7).



Figura 1-7. A destra è mostrata una modularità di routine per la componente femorale, mentre a sinistra una modularità complessa. In quest'ultimo caso il rischio di usura e rilascio di ioni metallici si ha sia all'interfaccia testa-collo, come nella modularità di routine, sia all'interfaccia collo-stelo. Inoltre, il modulo del collo può essere soggetto a frattura per fatica, (Baxmann M., 2017)

#### 1.1.5 Accoppiamento tramite cono Morse

Le connessioni ai siti di modularità testa-collo e collo-stelo sono effettuate tramite l'accoppiamento cono Morse.

Il cono Morse è un tipo di connessione ideata da Stephen Morse nel 1864 per unire in modo affidabile due componenti rotanti di macchine con forma conica. In campo ortopedico, il cono Morse venne introdotto per la prima volta circa cinquant'anni fa, negli anni '70, prima per teste femorali in metallo e poi per teste femorali in ceramica, (Lachaniette, 2013).

Nell'ambito dell'artroplastica dell'anca il cono Morse è una connessione autobloccante tra il collo e la testa e tra lo stelo e il collo. Le varie componenti vengono infatti adeguatamente rastremate o forate e poi fissate, in modo da entrare in contatto intimo: il cono del collo comprime le pareti del foro della testa e del foro dello stelo che si espandono leggermente. Il perno conico del collo genera quindi pressione e stress da attrito che agiscono per mantenere le componenti fissate insieme, (B.Higgs, 2019).

Durante la connessione, la forza di assemblaggio  $(F_{assembly})$  è bilanciata dalle componenti assiali dello stress di taglio frizionale ( $\tau$ ) e della pressione (P), che presentano valore massimo durante l'impatto (Figura 1-8).

$$F_{assembly} = (\tau cos\alpha + Psin\alpha)A$$

dove  $\alpha$  è la metà dell'angolo di conicità che definisce il cono Morse e *A* è l'area di contatto definita da D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> e L.

Considerando che la forza di taglio frizionale si sviluppa a partire dalla pressione normale e dal coefficiente d'attrito ( $\mu$ ) si ha che  $\tau = \mu P$ , dunque:

$$F_{assembly} = PA(\mu cos \alpha + sin \alpha)$$

Dopo la rimozione della forza di assemblaggio, la connessione rimane soltanto se vi è un corretto bilanciamento tra la forza di taglio frizionale e la pressione (Figura 1-8). In particolare, la condizione per cui il cono Morse rimane assemblato è:  $\tau cos \alpha > Psin \alpha$ .

Quindi, affinché questa condizione sia garantita, è necessario avere un coefficiente d'attrito elevato e un basso angolo di conicità.



Figura 1-8. Schema delle forze agenti sul cono dell'accoppiamento cono Morse in fase di assemblaggio (in alto), in fase di disassemblaggio (in basso) e, idealmente, in vivo (al centro), (B.Higgs, 2019)

Infine la forza per disassemblare i coni è:

$$F_{disassembly} = (\tau cos\alpha - Psin\alpha)A = PA(\mu cos\alpha - sin\alpha)$$

Il rapporto tra forza di assemblaggio e forza di disassemblaggio diventa quindi:

$$\frac{F_{assembly}}{F_{disassembly}} = \frac{\mu cos\alpha - sin\alpha}{\mu cos\alpha + sin\alpha}$$

Si può quindi notare che la relazione dipende da  $\mu$  e da  $\alpha$ .

L'angolo di conicità definisce il cono Morse e dipende dal design di testa e stelo. I valori di angolo di conicità variano generalmente tra  $3.9^{\circ}$  e  $5.6^{\circ}$ , corrispondenti a valori di  $\alpha$  tra  $1.95^{\circ}$  e  $2.8^{\circ}$ .

Altri dati numerici importanti per scegliere l'accoppiamento cono Morse adeguato per un certo tipo di protesi sono il diametro del cono e la sua lunghezza: il primo ha generalmente un valore di 14 mm in corrispondenza della base e, data la rastremazione, un valore di 12 mm nella parte terminale (per questa ragione la maggior parte dei coni utilizzati in artroplastica è identificata come 12/14;), (De Puy Synthes Corail), (Braun), (Zimmer Biomet); la seconda può avere valori che variano da 18 mm per i coni standard a 12 mm per i coni corti, (Anna Panagiotidou, 2017).

I valori di  $\mu$  dipendono dal tipo di materiali coinvolti nell'accoppiamento (Tabella 1-1), (B.Higgs, 2019)

Materiale Testa	Materiale Stelo	Coefficiente di attrito
Ceramica di allumina	CoCrMo o Ti6Al4V	$\mu = 0.2$
CoCrMo	CoCrMo o Ti6Al4V	$\mu = 0.15$
Acciaio Inossidabile	Acciaio Inossidabile	$\mu = 0.13$
Zirconia	CoCrMo	$\mu = 0.19$
Zirconia	Ti6Al4V	$\mu = 0.17$

Tabella 1-1. Coefficienti d'attrito stimati per diversi tipi di accoppiamento cono Morse tra lo stelo e la testa in una modularità di routine, (B.Higgs, 2019)

E' importante notare che la schematizzazione sopra indicata è puramente ideale, (B.Higgs, 2019). Nella realtà infatti l'area di contatto A è minore di quella calcolata perché il contatto non è completamente uniforme: le irregolarità dovute alla progettazione del cono e del foro

creano delle asperità che hanno come conseguenza la presenza di piccole fessure prive di contatto all'interno della zona di accoppiamento.

Inoltre, all'interno della zona di contatto potrebbero essere inserite delle creste e delle scanalature che si appiattiscono durante l'impatto e tendono a favorire il contatto. Quindi, anche in questo caso, l'area di contatto reale risulta diversa da quella teorica stimata.

Altra caratteristica che il modello teorico non tiene in considerazione è la possibile deformazione plastica che si potrebbe presentare con coni molto lisci e che dipende dai moduli elastici e dalle tolleranze della testa e dello stelo.

Il modello considera poi un valore unico di  $\alpha$  sia per il cono sia per il foro, mentre è più verosimile che i due valori siano leggermente differenti. Infatti, in genere,  $\alpha_{foro} > \alpha_{cono}$  per evitare di avere pressioni che agiscono lungo il bordo distale del foro, più sottile, le quali potrebbero aumentare il rischio di frattura del foro.

Infine, l'altra limitazione del modello è che non considera la grande variabilità esistente sul campo operatorio: all'interno dell'accoppiamento potrebbero inserirsi particelle di sangue, di osso o di grassi che indeboliscono la resistenza della connessione riducendo il coefficiente d'attrito stimato. Per questa ragione, in sede di intervento, è molto importante che il chirurgo pulisca e controlli bene la zona dell'accoppiamento.

In generale, l'accoppiamento cono Morse è un tipo di connessione molto efficace nell'artroplastica dell'anca quando si ricorre a protesi modulari dal momento che riduce il tasso di fallimento per dislocazioni e mancata stabilità dell'impianto. Tuttavia, anche il cono Morse presenta delle problematiche che potrebbero portare al fallimento e alla revisione dell'impianto, (Lachaniette, 2013).

Le dimensioni degli accoppiamenti cono Morse non sono standardizzate e quindi non bisogna mai accoppiare componenti fabbricate da produttori diversi, anche se apparentemente combacianti, perché si rischia il fallimento a breve termine dell'impianto. Infatti, come accennato prima, la maggior parte degli accoppiamenti cono Morse sono identificati come 'Eurocono 12/14', ma in tal maniera vengono denominati coni con diametro e angoli di conicità leggermente diversi tra loro. Inoltre non esistono denominazioni per le diverse lunghezze del cono, ma si parla di cono '12/14S', '12/14M', '12/14L', '12/14XL' (Leslie F. Scheuber, Sylvia Usbeck, Florence Petkow. CeramTec, 2014)

Quando si utilizzano testine in ceramica, i coni possono produrre stress così elevati all'interno delle componenti che esiste la possibilità di una frattura catastrofica della testina (spesso quando si accoppiano componenti di compagnie differenti)

.

- Vista la modularità delle protesi, potrebbe presentarsi, nonostante la rarità, la separazione delle componenti. Tale evento si manifesta in realtà solo dopo traumi o dislocazione della testa rispetto alla coppa acetabolare
- Il problema più rilevante dell'accoppiamento cono Morse rimane, comunque, quello dell'usura del cono e della conseguente corrosione delle componenti che compongono l'accoppiamento (trunnionosis), (Figura 1-9).



Figura 1-9. Segni di corrosione dell'accoppiamento cono Morse presenti sia sul cono del collo sia sul foro della testa, (S. Hussenbocus, 2015)

#### 1.1.6 Materiali della protesi d'anca

I materiali utilizzati nelle protesi d'anca sono metallici, ceramici e polimerici a seconda delle componenti.

Lo stelo e il collo vengono sempre realizzati in metallo perché i materiali ceramici e polimerici non sarebbero abbastanza performanti. Come metalli vengono usati per lo più leghe di titanio (Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb) e leghe di cobalto (Co-Cr-Mo).

Il titanio è il materiale che si predilige per protesi non cementate, (W C Head, 1995). Esso garantisce, infatti, la migliore osteointegrazione e quindi la migliore stabilità secondaria perché è, tra i materiali utilizzati, quello che ha modulo elastico più simile a quello dell'osso anche se con un ordine di differenza, ossia circa 110 GPa e 10-30 GPa per titanio e osso, rispettivamente, (Niinomi M. , 1998). Il titanio è quindi il metallo che rende meno importante il fenomeno dello stress-shielding. Infatti, si può pensare all'elasticità dell'osso utilizzando la legge di Hooke, (Kutz, 2002).

Quando il femore non è protesizzato (condizione pre-impianto), la tensione che agisce sull'osso ( $\sigma_{osso}$ ) si esprime come

$$\sigma_{osso} = \frac{E_{osso} * P}{E_{osso} * A}$$

 $E_{osso}$  è il modulo elastico dell'osso; P è il carico applicato; A è la sezione su cui il carico viene applicato.

Nel momento in cui viene inserita una protesi (condizione post-impianto), sono invece presenti due elementi che lavorano in parallelo. Infatti

$$\sigma_{osso} = \frac{E_{osso} * P}{E_{osso} * A_{osso} + E_{impianto} * A_{impianto}}$$

 $E_{impianto}$  è il modulo elastico dello stelo;  $A_{osso}$  è la sezione di osso sulla quale viene applicato il carico;  $A_{impianto}$  è la sezione dello stelo su cui viene applicato il carico.

Risulta quindi necessario che la differenza tra il modulo elastico dell'osso e quello dello stelo sia minima per garantire che la trasmissione dei carichi all'osso protesizzato sia il più simile possibile a quello che avviene in un osso sano. Solo in questo modo è possibile stimolare il rimodellamento osseo ed evitare che l'osso venga riassorbito, (Nakai, 2011).

Altra importante caratteristica del titanio è quella di essere molto resistente alla corrosione grazie alla sua proprietà di formare uno strato di passivazione che, oltre a proteggere da corrosione, è molto biocompatibile, (Titanium Metals Corporation, 1997). Il titanio presenta inoltre una buona resistenza a fatica, ma puro è troppo poco tenace e per questo viene sempre usato in lega.

La caratteristica negativa è che non riesce a lavorare a usura, (Hyeon-hwa Lee, 2018), per questo motivo può essere utilizzato solo per protesi non cementate. Nelle cementate l'attrito che si manifesta tra il cemento e lo stelo provocherebbe l'usura e la conseguente corrosione del titanio, (Willert HG, 1996).

Lo stelo in titanio, se è completamente liscio, è difficile che si ancori all'osso ed esiste quindi la possibilità che si verifichino scorrimenti relativi tra osso e protesi. Per questo, esso viene generalmente rivestito nella zona prossimale con un rivestimento metallico poroso o con idrossiapatite o biovetri per favorirne l'osteointegrazione, (Iacopo Castellini, 2016).

Per quelle cementate viene usato uno stelo in lega di cobalto, (C. Yao, 2011), che presenta una maggiore durezza (550-800 MPa) e maggiori proprietà meccaniche. Ha anch'esso una buona resistenza a corrosione se passivato in modo adeguato ed è biocompatibile, (Prasanta Sahoo, 2019), ma non ha la stessa capacità di osteointegrazione dello stelo in lega di titanio a causa del suo modulo elastico pari a 210 GPa, (Niinomi, 2002).

Viene generalmente utilizzato in protesi cementate in cui non c'è un contatto diretto tra l'osso e lo stelo e la stabilità è garantita dall'interposizione del cemento.

Nelle protesi cementate, lo stelo, seppur in misura minore, può anche essere realizzato in acciaio inossidabile, (C. Yao, 2011).

Per quanto riguarda l'accoppiamento tra la testina femorale e l'inserto della componente acetabolare esistono diverse combinazioni (Figura 1-10). Questo tipo di accoppiamento lavora a usura, quindi le leghe di titanio non possono essere utilizzate. La testina può essere in lega di cobalto oppure in materiale ceramico (allumina  $Al_2O_3$ , zirconia  $ZrO_2$  o compositi allumina/zirconia). Nel primo caso si può accoppiare un inserto in lega di cobalto oppure in polietilene a ultra alto peso molecolare; nel secondo caso si può utilizzare un inserto in polietilene o nello stesso materiale ceramico della testina, (Affatato Saverio, 2019).



Figura 1-10. Schema di come si possono accoppiare i materiali metallici (Leghe di CoCrMo), ceramici (BIOLOX forte o BIOLOX Delta) e polimerici (polietilene a ultra alto peso molecolare) nell'accoppiamento testa-inserto, (CeramTec, s.d.)

La decisione su quale sia l'accoppiamento migliore dipende dal livello di detriti di usura che si accumulano nel corso delle attività fisiologiche (Figura 1-11), dal tipo di paziente (età e livello di attività) e dal costo dell'impianto. L'usura maggiore è quella creata dall'accoppiamento metallo-polietilene perché il metallo, essendo molto più duro del polietilene, può determinare nei confronti di questo usura adesiva e abrasiva. Se accoppiato con un materiale ceramico, il polietilene si usura un po' meno, ma il livello di usura è comunque più elevato se confrontato con l'accoppiamento metallo-metallo e ceramica-ceramica. Anche questi due accoppiamenti presentano comunque i loro aspetti negativi: quello ceramica-ceramica rischia di rompersi in modo fragile, è più costoso e richiede un più complesso inserimento chirurgico; quello metallo-metallo ha invece creato molti problemi nei decenni scorsi perché i detriti metallici rilasciati, pur non essendo in genere in quantità molto

elevata, sono molto piccoli e molto reattivi e possono accumularsi nel sangue creando danni ai tessuti locali e danni sistemici, (Affatato Saverio, 2019).



Figura 1-11. Istogrammi rappresentanti, per le possibili combinazioni metallo-polietilene, ceramica-polietilene, metallo-polietilene reticolato, ceramica-polietilene reticolato, metallo-metallo e ceramica-ceramica, il rate di usura lineare espresso in mm/anno, (CeramTec, s.d.)

L'ultima componente, il guscio metallico che ricopre l'inserto della componente acetabolare e che viene fissato all'osso, essendo a diretto contatto con questo, viene in genere realizzato in lega di titanio o di cobalto, (M. Semlitsch, 1995).

In alcuni pazienti può essere cementato per fissarlo meglio al bacino e in questi casi viene utilizzato un guscio in lega di cobalto. Sulla componente vengono poi spesso eseguiti dei trattamenti superficiali per facilitare il processo di osteointegrazione (rivestimenti metallici porosi o rivestimenti con idrossiapatite o biovetri).

#### 1.1.7 Fallimento della protesi d'anca

Le cause che conducono al fallimento di un impianto protesico possono essere svariate.

Innanzitutto può avvenire la mancata osteointegrazione della protesi: questo può verificarsi se il materiale utilizzato a diretto contatto con l'osso non è adeguato o se i micromovimenti nell'immediato post-operatorio sono così elevati da non garantire la stabilità primaria. Infatti, nel momento in cui viene impiantato un biomateriale, l'organismo tende a riconoscerlo come estraneo e a innescare un processo infiammatorio: sul materiale impiantato vengono assorbite proteine, poi vi è una risposta cellulare con l'arrivo di macrofagi che tentano di mangiare il corpo estraneo. Se le condizioni dell'impianto sono favorevoli, piano piano l'organismo inibisce queste reazioni e comincia ad accettare il corpo estraneo consentendo all'osteointegrazione di avvenire. Altrimenti, i macrofagi si aggregano tra loro ed emettono sostanze che richiamano i fibroblasti, i quali si depositano e iniziano a produrre collagene formando una capsula fibrosa intorno al corpo estraneo. Tale cicatrice man mano si ispessisce e, non essendo vascolarizzata, isola la protesi dal resto dell'organismo, non consentendone l'osteointegrazione. A questo punto avviene il fallimento dell'impianto, (Jaideep Adhikari, 2018).

Altri fenomeni che si possono verificare sono la lussazione (Figura 1-12) o la frattura dell'osso (Figura 1-13) o della protesi (Figura 1-14).

La lussazione si presenta quando la testina femorale fuoriesce dalla coppa acetabolare ed è generalmente un fallimento chirurgico causato da uno scorretto posizionamento della protesi, da una scorretta ricostruzione dell'inclinazione della coppa, del centro di rotazione dell'anca, dell'offset e della lunghezza della gamba, (Jens Dargel, 2014).



Figura 1-12. Radiografia di una protesi d'anca lussata, (Navin Mukundu Nagesh, 2017)

La frattura della protesi si presenta per fatica se si tratta delle componenti metalliche, (Mr Anil Khanna, 2007). Per le componenti in ceramica avviene invece di schianto a causa della loro fragilità e della propagazione di cricche derivanti da pori o da disomogeneità nel materiale, (Francesco Traina M. D., 2013). Invece la frattura dell'osso si può presentare se l'osso è molto osteoporotico, in presenza di artrite reumatoide o se lo stelo trasmette sollecitazioni così elevate da determinare la frattura. La frattura dell'osso può essere classificata come di tipo A, B o C a seconda che si presenti rispettivamente nella regione del grande o del piccolo trocantere, nella zona subito sottostante lo stelo o nella regione più distale rispetto allo stelo, (Daniel Marsland, 2012).





Figura 1-13. Frattura del femore protesizzato secondo la classificazione frattura dello Vancouver, (Aaron Nauth, s.d.)

Figura 1-14. Radiografia rappresentante la frattura dello stelo della protesi, (Mr Anil Khanna, 2007)

Un altro problema molto importante e molto comune è la mobilizzazione della protesi, cioè la separazione tra l'impianto e l'osso. Essa può essere uno scollamento settico o asettico (Figura 1-15).

Quello settico deriva da un'infezione batterica fulminante delle componenti artificiali o da un'infiammazione batterica che causa perdita di tessuto osseo nelle vicinanze della protesi. I batteri entrano nel corpo durante l'intervento di protesizzazione o possono raggiungere l'impianto per via ematica o diffusione dalle regioni limitrofe. In ogni caso, gradualmente, può verificarsi la mobilizzazione della protesi con il conseguente fallimento dell'impianto, (Jukka Pajarinen, 2015).

Quello asettico non deriva da un'infezione, ma può avere cause meccaniche o biologiche.

Lo scollamento per cause meccaniche è legato al fenomeno dello stress-shielding. Infatti, bisogna considerare che una differenza sostanziale tra un femore sano e un femore protesizzato è la diversa distribuzione dei carichi. Infatti, rispetto a un'articolazione naturale, si assiste a una riduzione del livello di stress nella zona prossimale del femore e a un suo progressivo incremento passando dalla zona prossimale a quella distale. Tale effetto di schermatura dei carichi dipende, come accennato prima, dalla diversa rigidezza dello stelo e dell'osso, ma anche dalla geometria della protesi, (Mohamad Ikhwan Zaini Ridzwan, 2007). Infatti, alcuni studi hanno mostrato che steli più spessi portano a un maggiore stress-shielding rispetto a steli più sottili, (Jergensen, 2002), così come per limitare lo stress-shielding sono migliori steli più corti, (Niinimaki, 2001). Altri studi hanno poi rilevato che uno stelo con geometria cava aiuta a ridurre lo stress nelle regioni distali e ad aumentarlo in quelle

prossimali, (Mattheck, 1990). Nonostante queste ricerche, il problema dello stress-shielding rimane, comunque, ancora un fenomeno a cui prestare attenzione.



Figura 1-15. Da sinistra verso destra è mostrato come appaiono in radiografia uno scollamento asettico per cause meccaniche, uno scollamento asettico per cause biologiche e uno scollamento settico. Lo scollamento per cause meccaniche si presenta come una lucentezza diffusa. Lo scollamento per cause biologhe si mostra come lucentezza focale. Lo scollamento per infezione è invece più difficile da individuare in una radiografia e appare come lucentezza irregolare e reazione periostale, (Iain Watt, 2006)

Lo scollamento per cause biologiche è un problema strettamente legato all'usura delle componenti protesiche, e, nello specifico, del polietilene a causa dell'attrito che si viene a creare con le componenti metalliche o ceramiche.

Questo, usurandosi, crea dei debris che vengono riconosciuti come corpi estranei dai macrofagi, i quali tentano di fagocitarli. Queste particelle d'usura sono generalmente troppo grandi per i macrofagi, che si aggregano formando cellule giganti, innescando così un processo infiammatorio. Le cellule giganti inibiscono poi gli osteoblasti e attivano gli osteoclasti con la conseguente distruzione di tessuto osseo nei dintorni della zona prossimale dello stelo. In questa situazione il carico si trasferisce verso zone sempre più distali e in breve si giunge alla mobilizzazione dello stelo, (Jukka Pajarinen, 2015). La situazione può poi essere ulteriormente aggravata se i debris del polietilene rimangono all'interno dell'articolazione fungendo da corpo macinante e creando un'usura da terzo corpo.

In questo modo l'usura delle componenti risulta molto accelerata e può condurre, oltre alla mobilizzazione, alla loro rottura, (Figura 1-16), (Charles R Bragdon, 2003).

Un ulteriore problema, tipico però solo delle protesi cementate, è l'utilizzo del cemento, il quale rappresenta proprio l'anello debole della catena "osso-cemento-impianto". Infatti, uno dei fenomeni che si possono verificare è la mobilizzazione dell'interfaccia protesi-cemento e



Figura 1-16. Un esempio di come si può presentare una componente protesica usurata e successivamente fratturata, (Iain Watt, 2006)

cemento-osso. La presenza di queste due diverse interfacce aumenta la probabilità di cedimenti e la conseguente mobilizzazione, (J. F. Orr, 2003).

Inoltre, il cemento polimerico è un materiale che potrebbe causare reazioni avverse locali e sistemiche sia durante l'intervento che successivamente, (Raju Vaishya, 2013). Questo perché il cemento polimerico si ottiene tramite una reazione di polimerizzazione in sala operatoria durante l'impianto. La reazione di polimerizzazione continua poi nell'osso con possibile rilascio di residui che potrebbero provocare necrosi dei tessuti, (Satyavrata Samavedi, 2014). Si tratta poi di una reazione esotermica con conseguente espansione iniziale del materiale. Quando il materiale si raffredda si ha, però, un ritiro considerevole. Tale ritiro avviene in loco in una situazione già vincolata, per cui all'interno del cemento si possono creare porosità e fessurazioni che possono diminuire la vita del materiale, (J. F. Orr, 2003).

A ciò si aggiunge il fatto che il cemento non mostra proprietà meccaniche particolarmente performanti (bassa resistenza a compressione, bassa resistenza a fatica, bassa resistenza a trazione), visto che è un materiale vetroso con comportamento fragile, (Alessandro Bistolfi, 2019).

Infine, l'altra importante causa di fallimento delle protesi d'anca è la trunnionosis, cioè la corrosione in corrispondenza della giunzione cono Morse.

#### 1.1.8 Fenomeno di trunnionosis

L'incidenza del fenomeno di trunnionosis non è in realtà molto elevata rispetto alle altre cause di fallimento di protesi d'anca di primo intervento (circa il 3%), tuttavia questo problema sta diventando nel corso degli anni sempre più rilevante, (J.R. Berstock, 2018).

Il fallimento per usura e corrosione in corrispondenza della giunzione testa-collo e collo-stelo si può presentare a distanza di pochi mesi dall'intervento, ma anche dopo molti anni e l'insorgenza è indipendente dal tipo di accoppiamento testa-inserto.

Sono stati eseguiti molti studi sul meccanismo che porta alla trunnionosis ed è stato individuato che si tratta di una mechanically assisted crevice corrosion (MACC), suddivisa in due diverse fasi: fretting e crevice corrosion (M. Ometti, 2014), (Kenneth L. Urish, 2019).

Come già accennato prima, tutti gli elementi metallici impiantati nell'organismo per interventi di protesizzazione dell'anca sono ricoperti da uno strato di ossido passivante che ne impedisce la precoce corrosione.

Quello che può succedere è che, *in vivo*, i micromovimenti all'interfaccia testa-collo e collostelo legati ai carichi fisiologici imposti quotidianamente danneggino tale strato di ossido (fretting) innescando una serie di processi che accelerano la corrosione. Dal momento che lo spazio tra le componenti è molto ridotto, si parla di crevice corrosion (Kenneth L. Urish, 2019).

Infatti, una volta che viene rotto localmente lo strato di ossido passivante e che quindi è avvenuto il fretting, si ha una conseguente riossidazione del metallo esposto e il processo si ripete fino a che la cavità si impoverisce di ossigeno e lo strato non si può più riformare. È a questo punto che inizia a manifestarsi la corrosione localizzata. La zona che ha perso lo strato di ossido funge da anodo e assiste a una progressiva dissoluzione degli ioni metallici nel fluido; un'altra zona del metallo funge, invece, da catodo e verso di essa scorre un flusso di elettroni provenienti dall'anodo (Figura 1-17).

Gli ioni metallici disciolti attirano quindi gli ioni cloro presenti nei fluidi e così si formano cloruri metallici. Questi reagiscono con le molecole d'acqua formando idrossidi metallici e acido cloridrico, producendo così un ambiente molto aggressivo a pH acido, il quale accelera il processo di corrosione aumentando la solubilità del metallo e riducendone la stabilità.



Figura 1-17. Schema che mostra il meccanismo di trunnionosis con la rottura, in una zona del metallo, dello strato di ossido passivante e la conseguente formazione di una zona anodica e di una zona catodica, (Kenneth L. Urish, 2019)

### 1.1.9 Cause della trunnionosis

Nonostante negli ultimi anni il problema della trunnionosis sia stato al centro di numerosi studi, le cause che innescano la catena di eventi che portano in breve al fallimento dell'impianto sono ancora incerte e contrastanti. Quelli che sono stati individuati sono dei fattori di rischio, (Jaydev B. Mistry, 2016).

- Teste di diametro elevato (maggiore di 35 mm) aumentano le forze torsionali sul collo e quindi aumentano i micromovimenti all'interfaccia (usura), (J.R. Berstock, 2018), (Jaydev B. Mistry, 2016), (W. A. Cantrell, 2018), (S. Hussenbocus, 2015), (Asim Rajpura, 2015)
- Un offset elevato aumenta l'oscillazione della testa sul cono e quindi il fretting, (J.R. Berstock, 2018), (Asim Rajpura, 2015)
- Un collo molto corto e di piccolo diametro porta ad avere poche aree di contatto e quindi più micromovimenti relativi e più ingresso di fluido, (J.R. Berstock, 2018), (W. A. Cantrell, 2018), (Asim Rajpura, 2015); inoltre un collo corto giace completamente all'interno della testa e aumenta lo stress di contatto alla base del collo, (Jaydev B. Mistry, 2016)
- L'accoppiamento di metalli di leghe diverse porta all'accoppiamento di materiali con proprietà tribologiche diverse e quindi potrebbe innescare corrosione galvanica; è stato infatti misurato un maggior livello di corrosione con accoppiamenti Co-Cr-Mo/Ti-6Al-4V o con accoppiamenti in acciaio inossidabile che con accoppiamenti Co-Cr-Mo/Co-Cr-Mo, (J.R. Berstock, 2018), (Jay R. Goldberg, 2002), (Fokter, 2012), (S. Hussenbocus, 2015)
- Tecniche metallurgiche per la realizzazione dei componenti: corrosione e fretting del collo sono più bassi con una lega di Co-Cr-Mo da getto rispetto a una lega di Co-Cr-Mo lavorata o in Ti-6Al-4V; invece corrosione e fretting della testa sono più bassi con una lega di Co-Cr-Mo lavorata, (Jay R. Goldberg, 2002)
- Una bassa rigidezza flessionale del collo porta a una maggiore flessione di questo sottoposto al carico e quindi a maggiori micromovimenti, (Jay R. Goldberg, 2002), (Fokter, 2012), (Asim Rajpura, 2015). La rigidezza flessionale dipende dal modulo elastico, infatti è stato valutato che steli in Ti TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe) hanno avuto elevati livelli di fallimento, (Audrey J. Martin, 2018)

- Angoli di conicità bassi portano a maggiore forza e pressione di contatto, quindi a una bassa quantità di micromovimenti, (M.Reza Yavari, 2016)
- Finitura superficiale: più bassa è la rugosità, minori sono la corrosione e l'usura perché superfici dure molto rugose portano a poca area di contatto e quindi a più micromovimenti, (M.Reza Yavari, 2016), (Asim Rajpura, 2015)
- Più è alto il tempo di impianto, più aumenta il livello di trunnionosis, (W. A. Cantrell, 2018)
- Maggiore è il peso corporeo, maggiori risultano gli stress alla giunzione e l'usura, (W. A. Cantrell, 2018), (Fokter, 2012)
- Se l'interfaccia è contaminata con particelle di osso o di sangue, l'usura è accelerata, (W. A. Cantrell, 2018)
- La forza di assemblaggio deve essere maggiore di 4 KN per avere pochi micromovimenti e una maggiore area di contatto, (J.R. Berstock, 2018), (W. A. Cantrell, 2018), (Florian Witt, 2015).

### 1.1.10 Conseguenze e chirurgia di revisione

La trunnionosis non è facile da individuare e da diagnosticare. Infatti, talvolta, essa rischia di essere confusa con un'infezione perché i sintomi potrebbero essere simili e gli indicatori per le infezioni potrebbero risultare positivi anche in assenza di una vera e propria infezione, (W. A. Cantrell, 2018). La maggior parte dei pazienti si presenta con dolore alla coscia e all'inguine senza aver subito alcun trauma, gonfiore, debolezza e instabilità, (H. J. Cooper, 2012), (M. R. Whitehouse, 2015).

Esistono poi degli elementi che potrebbero essere diretti indicatori di una trunnionosis:

- Un'elevata quantità di ioni cobalto e cromo nel siero derivanti dall'usura e dalla dissoluzione di tali ioni nei fluidi, (Thomas J. Wood, 2019), (Manthe M., 2016), (W. A. Cantrell, 2018), (S. Hussenbocus, 2015)
- Presenza di ALTR (adverse local tissue reaction), causata dagli ioni metallici (Jaydev B. Mistry, 2016), (W. A. Cantrell, 2018), (S. Hussenbocus, 2015)
- Necrosi muscolare, (Figura 1-18), (Manthe M., 2016), (Jaydev B. Mistry, 2016), (W. A. Cantrell, 2018)

- Pseudotumori, (Thomas J. Wood, 2019), (Manthe M., 2016), (Jaydev B. Mistry, 2016),
   (W. A. Cantrell, 2018)
- Dissociazione e frattura del collo, (Jaydev B. Mistry, 2016), (W. A. Cantrell, 2018):
  l'usura del collo può portare a un accumulo di materiale all'interno del foro della testa,
  la quale a un certo punto cede sul cono fino a che la base inferiore del cono entra in contatto con la testa; a questo punto la testa, sottoposta ai movimenti fisiologici,
  comincia a oscillare sul cono fino ad arrivare alla dissociazione o, se si formano delle microcricche, alla frattura del collo
- Danni sistemici (in casi molto rari), dovuti agli ioni metallici, (W. A. Cantrell, 2018).



Figura 1-18. Esempio di necrosi dei tessuti locali causata dal fenomeno di trunnionosis, riscontrato durante un intervento di revisione, (Manthe M., 2016)

È interessante notare che la quantità di debris di usura derivanti da protesi di rivestimento è molto maggiore rispetto a quella derivante da una protesi totale, tuttavia i danni ai tessuti in quest'ultimo caso sono molto più gravi ed estesi. Questo ha fatto ipotizzare che i debris di usura provenienti dalle giunzioni testa-collo e collo-stelo siano biologicamente più attivi rispetto a quelli provenienti dall'interfaccia testa-inserto, (Philip S Pastides, 2013).

Quando si manifestano i sintomi sopra citati, specialmente con un'elevata percentuale di ioni cobalto e cromo nel siero, è necessario ricorrere a un intervento di revisione.

Durante l'intervento vengono generalmente sostituiti la testa e l'inserto, mentre il collo (o lo stelo) viene mantenuto in loco se appare ben fissato e ben osteointegrato e se non presenta elevati segni di corrosione e usura, (S. Hussenbocus, 2015).

Le teste, che in genere nel primo impianto sono in lega di cobalto, vengono sostituite con teste in ceramica inserendo spesso un adattatore. Recenti studi hanno infatti dimostrato che la corrosione con teste in ceramica avviene con gli stessi meccanismi, ma in misura minore che con teste metalliche, (Philip S Pastides, 2013). Altri studi hanno dimostrato inoltre che, talvolta, quando in un intervento di revisione si riutilizzano teste in lega di cobalto, dopo pochi mesi dall'intervento si manifestano nuovamente gravi fenomeni di corrosione all'interfaccia, (Ryan M. Shulman, 2014).

## 1.2 Introduzione modelli

La modellazione multibody è una tecnica computazionale che consente di descrivere sistemi costituiti da più corpi rigidi, soggetti ad eventuali vincoli di moto, per mezzo di particolari relazioni grazie alle quali è possibile ricavare il movimento di tali corpi a partire dalle forze applicate e dal livello di variazione del momento applicato.

È quindi una tecnica che sfrutta la seconda legge di Newton per descrivere il movimento di corpi vincolati.

In questo modo possono essere rappresentati corpi che subiscono elevati spostamenti traslazionali e rotazionali, per cui risulta un metodo estremamente efficace per descrivere il sistema muscoloscheletrico, (Adam Stops, 2011).

### 1.2.1 Tipologie di modelli

Le tipologie di modelli che descrivono il sistema muscoloscheletrico sono svariate e la scelta dipende prevalentemente da ciò che si vuole studiare.

Il primo tipo di modello, di cui esiste un'ampia letteratura, è il modello completo di arto inferiore, con l'aggiunta, in alcuni casi, del tronco (Figura 1-19).

Lo scopo di questi modelli consiste quasi sempre nel trovare le forze di reazione agenti in una data articolazione, durante una precisa attività fisica.

Generalmente, i principali step che vengono eseguiti per lanciare la simulazione sono due. Nel primo step, viene costruito l'intero modello con la creazione dei corpi rigidi che lo compongono, l'inserimento dei giunti che collegano i vari corpi e la creazione degli elementi che rappresentano i muscoli e i legamenti.

Nel secondo, i dati sperimentali relativi agli angoli articolari e le forze scambiate con l'ambiente esterno vengono dati in input per il processo di dinamica inversa, attraverso il quale si ottengono le attivazioni muscolari, le forze muscolari e da qui le forze di reazione all'articolazione, (Maximilian C. M. Fischer, 2018).



Figura 1-19. Esempio di modello multibody di arto inferiore provvisto anche di tronco e testa. Si può notare, per la parte inferiore del corpo, l'inserimento dei muscoli, (Maximilian C. M. Fischer, 2018)

Poca letteratura esiste su modelli di arto inferiore in cui sia inserita anche una protesi d'anca. Esistono articoli scientifici in cui si parla di un approccio ibrido, a metà strada tra il metodo computazionale e quello sperimentale: si parla di simulazioni HiL (hardware-in-the-loop).

È una metodologia che viene utilizzata per studiare fenomeni come la dislocazione di una protesi d'anca e come determinati parametri (design dell'impianto, posizione dell'impianto, lunghezza del collo, offset, carichi, muscoli, legamenti, capsula articolare) possano influire sul fallimento dell'impianto, (M. Kähler, 2010).

Questi sistemi si compongono di un computer che simula un modello multibody biomeccanico dell'ambiente anatomico dell'articolazione dell'anca e di una macchina che muove e carica una protesi d'anca reale (Figura 1-20).

In questo loop viene stabilito un certo angolo di rotazione dell'anca all'interno del modello multibody e, a partire da esso, vengono calcolate le forze di reazione agenti nell'articolazione. Sia il movimento sia le forze di reazione vengono poi trasmesse, tramite appropriati attuatori, al robot che applica idealmente lo stesso movimento e le stesse forze alla protesi reale. A questo punto, vengono misurate le coordinate di dislocazione e il momento che potrebbe essere causa di impingement della protesi o dell'osso. I dati vengono dunque ritrasmessi, tramite appropriati sensori, all'ambiente anatomico multibody.

Per quanto riguarda la creazione dell'ambiente multibody, essa è molto simile a quella della prima tipologia di modelli, ma con l'aggiunta della protesi.



Figura 1-20. Schema che mostra il principio di funzionamento di un simulatore articolare meccatronico HiL, (M. Kähler, 2010)

L'altra famiglia di modelli che si può trovare in letteratura è invece quella che rappresenta solamente la protesi d'anca e, in particolare, le componenti di testina femorale e di coppa acetabolare.

Questo modello viene generalmente scelto quando si vogliono eseguire degli studi sui fenomeni di usura che coinvolgono queste due componenti, (Ehsan Askari P. F., 2015), (Ehsan Askari M. S., 2018).

Esse vengono rappresentate come due corpi in contatto e fondamentale è tenere in conto le loro proprietà geometriche e i materiali di cui sono composte per calcolare le forze di contatto intra-articolari.

Inoltre, essendo molto specifici per lo studio dell'usura, considerano anche gli effetti dell'attrito dovuti al contatto e la vibrazione della testina all'interno della coppa.

A partire da questi dati è possibile applicare poi la legge di Archard per dare una valutazione numerica dell'usura all'interno della protesi.

### 1.2.2 Procedimento di una modellazione multibody

Per effettuare una simulazione in ambiente multibody, è necessario compiere diversi passaggi.

Innanzitutto, come già accennato prima, bisogna creare l'intero modello inserendo i corpi rigidi che lo compongono, le articolazioni e i tessuti molli circostanti (muscoli e

legamenti) (Figura 1-21). Il modello può essere reso patient-specific attraverso, per esempio, un processo di scalatura della lunghezza dei segmenti articolari, (Maximilian C. M. Fischer, 2018), (Miguel T. Silva, 2003)

Le posizioni di riferimento anatomiche, come i centri articolari e i punti di origine e inserimento dei muscoli, possono essere ricavate da analisi CT o MRI, (Adam Stops, 2011). Esistono comunque anche articoli scientifici che riportano, per un arto inferiore, dati standardizzati relativi ai vari corpi rigidi, ai muscoli e ai legamenti che lo compongono. Tali dati sono: il momento d'inerzia rispetto all'asse trasversale e longitudinale dei vari segmenti, il punto di origine e inserimento di muscoli e legamenti, la sezione trasversale dei muscoli (PCSA), la lunghezza della fibra muscolare, la lunghezza dei tendini, la massa e l'angolo di pennazione, (M.D. Klein Horsman, 2007). Per quanto riguarda le articolazioni di un arto inferiore, esse possono essere modellizzate come articolazioni ideali (Figura 1-21): l'anca con un giunto sferico, il ginocchio con un giunto rotante, tra patella e femore un giunto rotante e la caviglia con un giunto universale, (M. Kähler, 2010)



Figura 1-21. Nell'immagine è mostrato un modello di arto inferiore comprensivo degli elementi muscolari caratterizzato da pelvi, femore, tibia, fibula, patella, tallone, calcagno, metatarso e falangi (a). Se le geometrie muscolari sono molto complesse, per rappresentarle correttamente, si possono utilizzare superfici avvolgenti (b) o via points (c), (Edith M. Arnold, 2010)

I legamenti e i muscoli vengono in genere rappresentati tramite elementi che collegano il punto di origine e il punto di inserimento posti su due corpi rigidi diversi. Nel caso in cui abbiano una geometria molto complessa o si estendano su più di due corpi rigidi, vengono spezzati in più segmenti che connettono diversi via points, (M. Kähler, 2010), (Edith M. Arnold, 2010), oppure si utilizzano superfici avvolgenti, (Edith M. Arnold, 2010)

Una volta creato l'intero modello, il primo passo da effettuare per lanciare una simulazione è l'importazione dei dati di input.

Come dati di input, vengono generalmente presi la forza di reazione col terreno e i movimenti compiuti durante il ciclo del cammino o durante il classico sit-to-stand o, per alcuni particolari studi, durante il salto.

Tali dati possono essere ricavati da misurazioni *in vivo* tramite il processo di motion capture con l'aggiunta di pedane di forza (Figura 1-22), oppure dalle normative standard ISO.

In questo modo si possono ricavare le traiettorie di un set di punti collocati in corrispondenza delle articolazioni e delle estremità dei corpi in movimento. Dalle traiettorie si possono poi calcolare i valori di velocità e accelerazione tramite operazioni di derivazione, (Miguel T. Silva, 2003)



Figura 1-22. Schema del laboratorio sperimentale di analisi del movimento, (Miguel T. Silva, 2003)

 A questo punto si può procedere con la risoluzione del problema, che consiste generalmente nel trovare le forze di reazione scambiate all'articolazione, (Maximilian C. M. Fischer, 2018).

Per farlo, si ricorre a un approccio di dinamica inversa con la conseguente risoluzione dell'equazione del moto di Newton-Eulero, (Miguel T. Silva, 2003):

$$M\ddot{q} + \Phi_q^r \lambda = g$$

M è la matrice globale delle masse che racchiude la massa dei vari corpi rigidi

 $\ddot{q}$  è il vettore delle accelerazioni

 $\Phi_q^r$  è la matrice jacobiana dei vincoli

 $\lambda$  è il vettore dei moltiplicatori di Lagrange

g è il vettore delle forze generalizzate composto da tutte le forze note (la forza esterna di reazione col terreno, le forze date da legamenti e componenti passive dei muscoli)

All'interno dell'equazione, l'unica incognita è rappresentata dal vettore dei moltiplicatori di Lagrange, a cui sono associate le forze di reazione all'articolazione

All'interno della modellazione multibody, una delle parti più complesse consiste nell'inserimento delle forze muscolari.

Esistono diverse metodologie per il calcolo delle forze muscolari, (LifeModeler, 2010).

Generalmente, due sono gli algoritmi che possono definire come il muscolo determina quale quantità di forza generare: l'algoritmo open-loop e l'algoritmo closed-loop. Due sono poi le formulazioni che consentono di limitare la forza muscolare sulla base delle proprietà fisiologiche: muscoli semplici e muscoli basati sulla formulazione di Hill, (Tabella 1-2).

Tabella 1-2. Tabella riassuntiva delle diverse combinazioni possibili per il calcolo delle forze muscolari, (LifeModeler, 2010)

	FORMULAZIONI MUSCOLARI		
ALGORITMO DI	Open-loop/Muscolo semplice	Open-loop/Modello di Hill	
CONTROLLO	Closed-loop/Muscolo semplice	Closed-loop/Modello di Hill	

I muscoli open-loop, (LifeModeler, 2010), si attivano sulla base di una curva di attivazione A(t) definita dall'utilizzatore, con valori che variano tra 0 e 1. Nel caso di muscoli semplici, per calcolare e limitare la forza sviluppata F, si utilizza la

formula:

$$F = A(t) * F_{max} * tono * precarico$$

 $F_{max}$  è il prodotto tra l'area della sezione trasversale fisiologica del muscolo e il massimo stress muscolare isometrico. Per *tono* si intende lo stato di continua contrazione dei muscoli indipendente dalla volontà che mantiene l'assetto posturale
opponendosi alla gravità; ha un valore compreso tra 0 e 2. Il *precarico* è un valore di forza costante che può essere definito dall'utilizzatore.

Utilizzando la formulazione di Hill, si deve considerare che il muscolo è modellizzato come una componente contrattile in parallelo a un elemento passivo (l'elemento elastico in serie viene in genere trascurato), (Figura 1-23).



Figura 1-23. Schema rappresentante il modello muscolare di Hill con l'elemento contrattile (CE), l'elemento elastico in serie (SEE) e l'elemento passivo in parallelo (PE). A(t) è l'attivazione del muscolo,  $l_{curr}$  e  $v_{curr}$  sono rispettivamente la lunghezza e la velocità di allungamento/accorciamento del muscolo durante la simulazione, (LifeModeler, 2010)

Quindi, per calcolare e limitare la forza muscolare, in questo caso, bisogna considerare la presenza di entrambe le componenti:

$$F = (F_{CE} + F_{PE}) * tono$$

La componente contrattile  $F_{CE}$  dipende dalla lunghezza muscolare, dalla velocità di allungamento/accorciamento del muscolo e dallo stato di attivazione ed è espressa come:

$$F_{CE} = A(t) * F_{max} * f_H(v_r) * f_L(l_r)$$

 $f_H$  rappresenta la relazione tra la forza attiva normalizzata e la velocità di allungamento ed è funzione della velocità di allungamento adimensionale  $v_r$ .  $f_L$  rappresenta la relazione tra la forza attiva normalizzata e la lunghezza muscolare ed è funzione della lunghezza muscolare adimensionale  $l_r$ .

La componente passiva  $F_{PE}$  dipende, invece, solo dalla lunghezza del muscolo e si calcola come:

$$F_{PE} = \sigma * pCSA$$

 $\sigma$  è lo stress muscolare passivo. *pCSA* è l'area fisologicadella sezione trasversale del muscolo.

I muscoli closed-loop, (LifeModeler, 2010), si basano sui risultati ottenuti da una prima simulazione di cinematica inversa. Per questa prima simulazione, dal momento che le forze muscolari che consentono il movimento non sono ancora state create, è necessario inserire nel modello dei 'motion agents', cioè delle sferette a cui vengono assegnate le traiettorie dei segmenti derivanti dal motion capture e che, tramite delle molle, trascinano i segmenti nel movimento da compiere. Dalla simulazione si ricavano le curve di allungamento/accorciamento dei diversi muscoli.

I muscoli closed-loop sono implementati tramite dei controllori PID (proportionalintegral-differential), (Figura 1-24), i cui algoritmi utilizzano la curva tempo-lunghezza, ricavata dalla simulazione di cinematica inversa, come valore desiderato per generare l'attivazione e la forza muscolare durante la simulazione di dinamica.

Infatti, con tale algoritmo, la forza di ogni muscolo dipende dall'errore tra l'allungamento/accorciamento desiderato e quello corrente misurato nel corso della simulazione di dinamica.

$$F = p_{gain} * p_{error} + i_{gain} * i_{error} + d_{gain} * d_{error}$$
$$p_{error} = \frac{target \, length - current \, length}{range \, of \, motion}$$

 $d_{error}$  è la derivata prima del  $p_{error}$ , mentre  $i_{error}$  è l'integrale nel tempo di  $p_{error}$ .  $p_{gain}, i_{gain}, d_{gain}$  sono invece i rispettivi coefficienti moltiplicativi.



Figura 1-24. Diagramma a blocchi di un controllore PID. Esso calcola continuamente un valore di errore e(t) come la differenza tra un valore desiderato r(t) e un valore misurato durante la simulazione y(t). Il controllore applica quindi una correzione cercando di minimizzare l'errore per variazione di una variabile di controllo u(t) valutata come somma pesata dei termini proporzionale, integrale e derivativo, (Wikipedia, 2020)

Come si può vedere dal diagramma e dalle formule sopra riportate, la componente proporzionale è proporzionale all'errore calcolato, cioè alla differenza tra il valore desiderato e il valore misurato. Tuttavia, la sola componente proporzionale potrebbe non essere sufficiente a eliminare totalmente l'errore tra il valore desiderato e il valore misurato alla fine del processo.

Il termine integrale è proporzionale all'integrale dell'errore nel tempo e consente al controllore di avere memoria dei valori passati del segnale di errore, quindi tale termine non è necessariamente nullo se è nullo il segnale di errore. Così, il PID ha la capacità di portare il processo al punto esattamente richiesto, eliminando l'eventuale offset che la sola componente proporzionale potrebbe creare una volta raggiunta la stabilità.

L'azione derivativa permette al controllore di compensare rapidamente le variazioni del segnale di errore. Se quindi, ad esempio, l'errore sta aumentando, tale termine cerca di compensare questa deviazione in funzione della sua velocità di cambiamento, senza aspettare che l'errore diventi significativo e che intervenga l'azione proporzionale o che persista per un certo tempo e che intervenga l'azione integrale, (Wikipedia, 2020).

Infine, per quanto riguarda la limitazione della forza muscolare, nei muscoli closedloop, essa non è insita nel calcolo della forza muscolare come nei muscoli open-loop. Si esegue un confronto tra la forza ricavata dal PID e quella ottenuta utilizzando la formula per calcolare la forza muscolare nell'open-loop, come formulazione semplice o come formulazione di Hill, a seconda dei casi, ponendo A(t) sempre pari a 1: se il risultato dei controllori PID eccede il valore di forza ricavato dalla formula open-loop, il valore di forza è limitato e il controllore non costringe il modello a eccedere il limite fisiologico, (LifeModeler, 2010).

# 2 Materiali e metodi

Il modello di anca protesizzata creato in questo lavoro di tesi segue i passi relativi alla modellazione multibody presentati nell'introduzione, fino al calcolo delle forze di reazione scambiate all'articolazione.

Per la creazione del modello, due sono i software su cui si è lavorato: Rhinoceros (Robert McNeele & Associates, WA, USA), un software di modellazione 3D CAD, e Adams (MSC Software, CA, USA), il software maggiormente utilizzato per la simulazione dinamica multibody.

Il software Rhinoceros è stato impiegato con lo scopo di posizionare correttamente le geometrie del modello (componenti della protesi e segmenti ossei), scalare le geometrie in base ai dati sperimentali di riferimento trovati in letteratura e ricavare dati fondamentali per la successiva modellazione in Adams (centro della testa del femore e inclinazione del collo del femore).

Il software Adams è stato utilizzato per tutti i passi successivi: la creazione di alcune componenti della protesi, l'inserimento dei giunti e dei muscoli, l'applicazione delle traiettorie alle geometrie di femore e tibia, la successiva applicazione delle forze esterne e muscolari e infine la simulazione per il calcolo della reazione scambiata all'articolazione dell'anca.

## 2.1 Rhinoceros

### 2.1.1 Posizionamento delle geometrie

Il primo passo è stato posizionare correttamente le geometrie di pelvi e femore l'una rispetto all'altra (Figura 2-1).

Si tratta di geometrie standard 'Sawbones' che sono state importate su Rhinoceros a partire dai files forniti, in particolare la pelvi è stata importata in formato STereo Lithography (STL) e il femore in formato IGES.

Mantenendo la pelvi nella posizione di importazione, il femore è stato ruotato e traslato, così da inserire la testa femorale all'interno dell'acetabolo. Questa operazione è stata svolta con il femore ancora non resecato.

La geometria del femore è stata modificata in modo da mantenere solamente la superficie esterna dell'osso corticale. Tale operazione avrebbe consentito di semplificare il successivo modello multibody.

La pelvi è stata poi scalata così da ridurne le dimensioni del 10% e adattare meglio la testa femorale alla cavità acetabolare.

Anche la geometria della tibia (in formato IGES) è stata inclusa per consentire l'inserimento di tutti i muscoli principali che influiscono sull'articolazione dell'anca. La maggior parte di questi muscoli si estende dalla pelvi al femore, ma ve ne sono alcuni che si estendono fino alla tibia e che è comunque importante considerare.

La tibia è stata già inclinata correttamente in ambiente CAD di circa 3° rispetto all'asse verticale, (Debi, 2012).



Figura 2-1. Posizionamento relativo delle geometrie di pelvi, femore e tibia

## 2.1.2 Adattamento al femore di elementi geometrici

Una volta posizionate le varie geometrie del modello, i passi successivi su Rhinoceros sono stati l'individuazione del centro della testa femorale, dell'asse diafisario e dell'asse d'inclinazione del collo.

A tale scopo, è stato necessario adattare al femore elementi geometrici.

Innanzitutto, alla testa è stata adattata una sfera (Figura 2-2).

Per farlo, sulla testa è stata creata una nuvola di punti. Nello svolgimento di questa procedura, si è prestata particolare attenzione a ricoprire l'intera superficie della testa con dei punti e a eliminare eventuali punti che ricadessero al di fuori di essa.

Una volta creata la nuvola di punti, è stata introdotta una sfera che si adattasse a essa. A questo punto, è stato possibile ricavare il centro della testa calcolando il centroide della sfera.



Figura 2-2. Nell'immagine si può vedere la sfera con cui è stata adattata la testa femorale

Dopodiché, si è proceduto con l'inserimento dell'asse diafisario (Figura 2-3).

Sono stati quindi creati due piani normali alla superficie del femore che intersecassero l'osso, uno in corrispondenza della parte prossimale della diafisi (a circa 1/3 della lunghezza del femore) e l'altro in corrispondenza di quella distale (a circa 2/3 della lunghezza del femore). A questo punto, è stata calcolata l'intersezione tra ognuno dei due piani e la superficie del femore. Alle due curve ricavate dall'intersezione è stata quindi adattata una circonferenza passante per tre punti, così da ottenere delle curve chiuse.

Delle due circonferenze ottenute è stato calcolato il centro: il segmento che univa i due centri è stato considerato come asse diafisario del femore.

Infine, è stato trovato l'asse d'inclinazione del collo del femore (Figura 2-3).

Per farlo, si è ricorso a una procedura molto simile a quella del calcolo dell'asse diafisario.

È stato infatti creato un piano alla base del collo il più possibile normale alla superficie del collo ed è stata anche in questo caso valutata l'intersezione tra il piano e il collo.

Questa volta, però, alla curva ricavata dall'intersezione, discostandosi di gran lunga dalla forma di una circonferenza, è stata semplicemente adattata una curva chiusa ottenuta per interpolazione di punti. Di questa curva chiusa è stato calcolato il centro e l'asse del collo è stato ottenuto come il segmento passante tra tale punto e il centro della testa del femore.



Figura 2-3. In figura sono evidenziati in giallo il centro della testa, l'asse diafisario e quello del collo e i punti che ne hanno consentito la creazione

Per verificare la correttezza dell'asse di inclinazione trovato, a partire da esso, è stato creato un cilindro che si adattasse al collo del femore.

Altra prova è stato il calcolo del neck-shaft angle (NSA), cioè l'angolo di inclinazione dell'asse del collo rispetto all'asse diafisario. Il valore di NSA è risultato di circa 126.5°, che rientrava pienamente nei range fisiologici (114°-140°), (Cornelius S Fischer, 2019).

#### 2.1.3 Resezione del femore e inserimento dello stelo

L'ultimo passo su Rhinoceros è stata la resezione del collo e della testa femorale (Figura 2-4) e il conseguente posizionamento dello stelo della protesi.

Per il taglio, è stato creato un piano di resezione. Esso è stato posto alla base del collo, in corrispondenza della zona che viene generalmente troncata durante l'intervento. Quindi, tutte le superfici prossimali rispetto al piano costituenti la testa e il collo femorale sono state troncate.

Il femore così resecato presentava, chiaramente a causa del taglio, un foro nel guscio di osso corticale in corrispondenza della base del collo. Tuttavia, affinché in Adams le geometrie esportate vengano viste come dei solidi, è necessario che esse su Rhinoceros costituiscano superfici chiuse. Quindi, la cavità nata dalla resezione è stata colmata dalla creazione di un'ulteriore superficie che chiudesse il guscio di corticale del femore.



Figura 2-4. Femore resecato

Avvenuta la resezione, è stato possibile inserire lo stelo. Esso è stato preso dalla quarta edizione della 'Grand challenge competion to predict in vivo knee loads', (Benjamin J. Fregly, 2011).

È stata quindi importata su Rhinoceros la geometria dello stelo sempre a partire da un file IGES fornito ed è stato ricavato il suo asse con lo stesso procedimento con cui è stato ricavato l'asse diafisario del femore. Anche in questo caso, i due piani sono stati presi normali alla superficie dello stelo, rispettivamente a circa 1/3 e 2/3 della sua lunghezza.

A questo punto, l'asse dello stelo è stato allineato all'asse diafisario, così da inserire correttamente lo stelo all'interno della cavità diafisaria.

Poi, lo stelo è stato ancora traslato e ruotato utilizzando l'asse diafisario come asse di rotazione fino ad ottenere il corretto angolo di antiversione che facesse coincidere il collo dello stelo con l'asse del collo femorale.

Infine, lo stelo è stato scalato riducendone le dimensioni del 10%.

Alla fine del lavoro su Rhinoceros il modello completo risultava come riportato in figura 2-5.



Figura 2-5. Modello completo su Rhinoceros includente pelvi, femore, tibia e stelo della protesi

Come ultimo passaggio su Rhinoceros, tutte le singole superfici costituenti il femore sono state unite a creare un'unica polisuperficie che in Adams venisse vista come un unico solido. Lo stesso procedimento è stato poi ripetuto per la tibia e per lo stelo. Fatto questo, le geometrie di pelvi, femore, tibia e stelo sono state esportate singolarmente in formato Parasolid, così da poter essere utilizzate per la successiva modellazione in Adams.

## 2.2 Adams

#### 2.2.1 Inclinazione dell'arto sul piano frontale

Dopo aver importato singolarmente su Adams la pelvi, il femore, la tibia e lo stelo, per prima cosa è stato ruotato il femore sul piano frontale, intorno al centro della testa femorale, per fargli assumere un'inclinazione fisiologica (Figura 2-6).

Esiste infatti, secondo l'anatomia, un asse meccanico dell'arto inferiore che collega verticalmente il centro di pressione della testa del femore, quello della faccia tibiale e della caviglia. Tale asse meccanico non coincide né con l'asse diafisario né con quello verticale, ma è inclinato di circa 3° rispetto a quest'ultimo. L'asse diafisario del femore è invece inclinato di 6° rispetto all'asse meccanico e, quindi, complessivamente di circa 9° rispetto alla verticale, (Debi, 2012). Tale schematizzazione è stata rispettata anche nel modello creato inclinando correttamente il femore con lo stelo.

Per quanto riguarda invece l'angolo di antiversione, cioè quello che si forma tra l'asse del collo femorale e la linea che unisce i condili mediale e laterale, il femore fornito appariva già inclinato in modo adeguato (l'angolo di antiversione era di circa 12°), (Liberiauniverso, s.d.).



Figura 2-6. In figura sono mostrati l'asse meccanico dell'arto inferiore inclinato di 3° rispetto alla direzione verticale e l'asse diafisario del femore inclinato di 6° rispetto all'asse meccanico, (Liberiauniverso, s.d.)

#### 2.2.2 Creazione delle componenti protesiche

A questo punto, sono state create tutte le componenti protesiche mancanti (Figura 2-8). Innanzitutto, è stata inserita la testina femorale: è stato creato un punto corrispondente al centro della testa utilizzando le medesime coordinate trovate su Rhinoceros e, a partire da esso, è stata creata una sfera di diametro pari a 28 mm, una delle dimensioni maggiormente utilizzate per la testina nella protesizzazione dell'anca, (De Puy Synthes Corail), (Plus Orthopedics), (Braun).

Dopodiché è stata inserita la componente acetabolare. In questo modello è stata utilizzata un'unica geometria per modellizzare sia l'inserto sia il guscio dell'acetabolo.

Per realizzarla, è stata innanzitutto creata una sfera posizionata sempre nel centro della testa e di diametro pari a 42 mm per essere coincidente con la cavità presente nel bacino. Tale sfera è stata poi troncata e resa cava per farle assumere la forma della componente protesica acetabolare (Figura 2-7).

Per quest'ultimo passaggio si è ricorso all'utilizzo della sottrazione booleana tra la sfera creata e altri solidi. In particolare per il troncamento è stato usato come corpo di taglio il corpo rigido che su Adams viene denominato "link", mentre per rendere cava la sfera è stata utilizzata un'altra sfera di diametro pari a 28.10 mm. Come diametro interno della coppa acetabolare è stato infatti scelto un valore leggermente maggiore rispetto al diametro della testa, come è consuetudine fare nei normali interventi di protesizzazione. La clearance radiale qui introdotta, sulla base dei valori trovati in letteratura, è di 50 µm, valore che secondo gli studi minimizzerebbe l'usura all'interfaccia, (Nithyaprakash R., 2014).



Figura 2-7. Rappresentazione della creazione della coppa acetabolare. Andando da sinistra verso destra: creazione della sfera di raggio pari al raggio esterno della coppa; creazione e posizionamento della geometria 'link'; sottrazione booleana tra la sfera e il 'link'; creazione e posizionamento della sfera di raggio pari al raggio interno della coppa; sottrazione booleana tra la sfera e la semisfera

Infine, è stato creato il collo utilizzando come figura geometrica un cilindro con diametro di 12 mm e lunghezza di 15 mm.

Per inclinarlo in modo corretto secondo l'asse di inclinazione del collo, è stato creato su Adams un punto avente le medesime coordinate del punto che su Rhinoceros corrispondeva al centro della curva derivante dall'intersezione tra il collo del femore e il piano passante per esso. Il cilindro è stato quindi allineato nella stessa direzione formata da tale punto e dal centro della testa femorale.

Le grandezze relative al diametro della testa e alla lunghezza del collo sono state poi parametrizzate mediante la creazione di corrispondenti variabili che le rappresentassero, così da poterle variare rapidamente da una simulazione all'altra senza necessariamente ripetere la procedura di inserimento di queste due componenti protesiche.

Variare le dimensioni di testa e collo in uno studio sulle forze di reazione subite dalla protesi d'anca è importante per capire quali siano i fattori che creano maggiori stress all'interno della protesi e che quindi determinano un maggior livello di usura.



Figura 2-8. Rappresentazione della protesi completa

Infine, è stata creata la patella per il successivo inserimento dei muscoli. Per la sua geometria è stata utilizzata una sfera di cui sono state modificate le dimensioni lungo le tre direzioni per trasformarla in un ellissoide (4.1 cm x 2.1 cm x 4.3 cm).

Dopo la procedura di creazione delle diverse componenti protesiche e della patella, il modello appariva come in figura 2-9.



Figura 2-9. Modello Adams con le geometrie importate di pelvi, femore, tibia e stelo e con l'inserimento di tutte le componenti protesiche e della patella

### 2.2.3 Creazione delle articolazioni

Il passo successivo è stata la creazione dei giunti da inserire per l'articolazione del ginocchio e per la patella (Figura 2-10). Tra la tibia e il femore è stato inserito un giunto rotante, mentre la patella è stata totalmente fissata alla tibia.

Per creare e posizionare questi due giunti è stato necessario adattare ai due condili femorali rispettivamente uno sferoide. Di ogni sferoide è stato calcolato il centro di massa e i due giunti sono stati entrambi collocati esattamente in corrispondenza del punto medio tra i due centri di massa.

Per quanto riguarda, infine, l'asse di rotazione, per entrambi i giunti è stata selezionata la direzione congiungente i centri di massa dei due condili.



Figura 2-10. Creazione del giunto rotante tra tibia e femore e del giunto fisso tra patella e tibia

#### 2.2.4 Definizione dei muscoli

Nella modellazione multibody, i muscoli vengono di base rappresentati come segmenti che uniscono il punto di origine e quello di inserimento posti su due segmenti ossei diversi, (Edith M. Arnold, 2010), (M. Kähler, 2010). Tuttavia, dalla sola anatomia è difficile capire come porre questi due punti perché ci sono molti muscoli che sono collegati alle ossa non attraverso un punto, bensì attraverso un'intera superficie, (Figura 2-11).

Inoltre, molti muscoli tendono anche a cambiare direzione lungo la loro estensione, per cui è necessario l'utilizzo di via points tra il punto di origine e quello di inserimento.



Figura 2-11. In figura sono mostrati alcuni dei muscoli coinvolti nel movimento dell'articolazione dell'anca, dai quali si può capire la complessità geometrica e le difficoltà di rappresentazione con un modello multibody, (Wikipedia, 2019)

Quindi, per i muscoli, più che lo studio della letteratura, è stato utile cercare altri modelli già completi di arto inferiore. Da tali modelli è stato infatti possibile ricavare sia i muscoli che era assolutamente necessario inserire, sia come rappresentarli, sia i punti precisi in cui posizionarli.

I modelli presi a riferimento sono stati quelli presenti su OpenSim (Simbios, CA, USA), una piattaforma contenente modelli muscoloscheletrici di tutto il corpo liberamente consultabili e utilizzabili per simulare il movimento umano.

Di tutti i modelli a disposizione, per la creazione dei muscoli è stato preso come riferimento il modello 'Gait2392', (Figura 2-12).



Figura 2-12. In figura il modello di OpenSim 4.1 'Gait2392', preso a riferimento per la creazione dei muscoli

Su Adams sono stati quindi creati tanti punti quanti quelli necessari per rappresentare i muscoli di interesse. Alcuni di questi punti erano punti di origine, altri punti di inserzione e altri ancora via points per i cambiamenti di direzione del muscolo. Per porre tutti questi punti nelle loro rispettive posizioni corrette, ci si è basati sulla loro collocazione all'interno dei vari modelli su OpenSim. Così, tramite operazioni di traslazione, tutti quanti i punti creati su Adams sono stati collocati nelle loro appropriate sedi.

Per risolvere il problema che alcuni muscoli fossero attaccati alle ossa non in maniera puntuale, ma attraverso una superficie, OpenSim ha proposto questa soluzione: ha suddiviso i muscoli in questione in più segmenti, così da rappresentare l'intera superficie occupata dal muscolo. In questo modo, all'interno del modello, il gluteo massimo, il gluteo medio, il gluteo minimo e il grande adduttore sono stati spezzettati in tre parti e presentavano ognuno tre diversi punti di origine e tre diversi punti di inserzione.

I muscoli inseriti all'interno del modello sono stati quelli necessari a compiere i movimenti fisiologici, (Tabella 2-1).

Movimenti dell'anca	Muscoli
Flessione	Adduttore breve, adduttore lungo, gluteo medio, gluteo minimo, gracile, iliaco, pettineo, psoas, retto femorale, sartorio, tensore fascia lata
Estensione	Adduttore lungo, grande adduttore, bicipite femorale, gluteo massimo, gluteo medio, gluteo minimo, semimembranoso, semitendinoso
Adduzione	Adduttore breve, adduttore lungo, grande adduttore, bicipite femorale, gracile, pettineo, semimembranoso, semitendinoso
Abduzione	Gluteo massimo, gluteo medio, gluteo minimo, piriforme, sartorio, tensore fascia lata
Rotazione interna	Gluteo medio, gluteo minimo, iliaco, psoas, tensore fascia lata
Rotazione esterna	Gemello, gluteo medio, gluteo minimo, piriforme, quadrato del femore

Tabella 2-1. In tabella sono elencati i muscoli inseriti nel modello in relazione al rispettivo movimento fisiologico in cui sono coinvolti

Tutti questi muscoli originano nella pelvi e si inseriscono nel femore, nella tibia oppure nella patella (retto femorale).

Sono stati poi introdotti anche il vasto mediale, il vasto intermedio e il vasto laterale che non coinvolgono direttamente l'articolazione dell'anca perché originano nel femore e si inseriscono nella patella. Essi sono stati inseriti perché altrimenti l'estensione della tibia sarebbe stata a carico solamente del retto femorale, una condizione non fisiologica.

Infine, per evitare che gli estensori dell'anca si facessero carico anche della flessione del ginocchio, sono stati introdotti anche il gastrocnemio mediale e il gastrocnemio laterale. Essi originano nei condili femorali e si inseriscono nel calcagno, tuttavia, non avendo inserito la geometria del piede, i loro rispettivi punti di inserimento sono stati creati solidali alla tibia.

#### 2.2.5 Dati di input e trasformazione delle traiettorie

Un passaggio fondamentale all'interno della modellazione è stata la ricerca dei dati di input da fornire al modello, per inserire le traiettorie e indurre il movimento di femore e tibia.

A questo scopo, è stato utilizzato OrthoLoad, un database liberamente consultabile su cui è possibile reperire i risultati derivanti da vari studi: in base allo studio di interesse, sono quindi messe a disposizione le traiettorie di diversi segmenti ossei, le forze scambiate alle articolazioni di anca, ginocchio, spalla, intervertebrali e le forze scambiate da un segmento all'altro.

Per la nostra modellazione, ci si è basati sullo studio cosiddetto 'HIP98' (OrthoLoad, 1998), effettuato su pazienti impiantati con protesi d'anca sensorizzate. Le misurazioni sono state prese su quattro soggetti durante le più comuni attività quotidiane (camminata normale a 3.9 km/h, camminata lenta a 3.5 km/h, camminata veloce a 5.3 km/h, flessione del ginocchio, salire le scale, scendere le scale, alzarsi, sedersi, stare in piedi).

I dati a disposizione sono stati registrati mediante la procedura del motion capture con l'aggiunta di pedane dinamometriche per la misurazione delle forze. A ciò si sono aggiunte analisi EMG per valutare l'attivazione dei muscoli coinvolti nei vari movimenti.

Per quanto riguarda le traiettorie, i dati forniti all'interno del database sono le coordinate dei centri articolari e dei punti di riferimento anatomici e sono espresse nel sistema di riferimento del laboratorio. Esse sono state calcolate a partire dalle coordinate dei vari marker posizionati sulla zona della pelvi, sulla coscia, sulla gamba e sul piede durante l'analisi del cammino (Figura 2-13).



Figura 2-13. A sinistra è mostrato dove sono stati posizionati i marker durante la procedura del motion capture. A destra sono evidenziati i centri articolari e i punti di riferimento di cui sono fornite le traiettorie, (OrthoLoad, 1998)

Per quanto riguarda invece le forze, quelle riportate all'interno del database sono:

- la reazione col terreno, espressa nel sistema di riferimento del laboratorio

- la forza di contatto all'interno dell'articolazione dell'anca, calcolata sia nel sistema di riferimento del laboratorio sia in quello della coscia

- la forza scambiata dalla gamba al piede, espressa nel sistema di riferimento della gamba

- la forza scambiata dalla coscia alla gamba, calcolata nel sistema di riferimento della coscia

- la forza scambiata dalla pelvi alla coscia, espressa nel sistema di riferimento della coscia

- la forza scambiata dalla vertebra L5 alla pelvi, calcolata nel sistema di riferimento della pelvi.

All'interno dei dati forniti, sono poi presenti i coseni direttori, necessari per trasformare le variabili da un sistema di riferimento all'altro, espressi nel sistema di riferimento del laboratorio.

La durata della registrazione è di 1.1033 s, la durata approssimativa di un passo nella camminata normale, per un totale di 201 step.

Come già accennato prima, tutti questi dati sono stati ricavati per quattro pazienti durante diverse attività quotidiane. Per ognuna delle attività studiate, i dati dei quattro pazienti sono stati poi mediati, e sono stati proprio i dati del paziente medio quelli a essere utilizzati per la nostra modellazione.

I movimenti da inserire all'interno del modello Adams erano quelli di femore e tibia sinistri durante il cammino normale, quindi le traitettorie di interesse erano quelle dei punti 3, 5, 7, 11 e 17 (Figura 2-13). I punti 3, 5 e 7 hanno consentito di rappresentare i sei gradi di libertà del femore, mentre i punti 7, 11 e 17 quelli della tibia. La pelvi, invece, è stata totalmente vincolata.

Tali traiettorie erano tuttavia fornite nel sistema di riferimento del laboratorio, mentre per il nostro studio era più conveniente che fossero espresse in coordinate relative nel sistema di riferimento della pelvi.

Per questa ragione, è stata innanzitutto operata una proiezione delle traiettorie di interesse dal sistema di coordinate del laboratorio a quello della pelvi. La proiezione è stata eseguita su Matlab, dove sono state quindi importate le coordinate dei vari punti espresse nel sistema di riferimento del laboratorio e i coseni direttori della pelvi. Per ogni step, è stata poi assemblata la matrice dei coseni direttori della pelvi e sono state ricavate le coordinate dei vari punti nel sistema di riferimento della pelvi premoltiplicando le coordinate del laboratorio per la matrice trasposta dei coseni direttori ( $C_{pelvi}^T$ ).

$$\begin{cases} V_{x-pelvi} \\ V_{y-pelvi} \\ V_{z-pelvi} \end{cases} = \begin{bmatrix} C_{pelvi}^T \end{bmatrix} * \begin{cases} V_{x-LAB} \\ V_{y-LAB} \\ V_{z-LAB} \end{cases}$$

Fatto questo, era ancora necessario trasformare le nuove coordinate nel sistema relativo. A questo scopo, per ottenere gli spostamenti relativi, alle nuove traiettorie è stata sottratta istante per istante la posizione del riferimento. Per il nostro modello, è stato preso come riferimento il centro articolare dell'anca coincidente con il punto 3, il cui movimento all'interno del modello Adams, in coordinate relative, era dunque pari a zero.

Altra considerazione è stata che le traiettorie fornite da OrthoLoad sono espresse in metri, mentre su Adams gli spostamenti sono rappresentati in millimetri. È stato quindi operato un cambiamento di unità di misura da metri a millimetri per le varie coordinate.

#### 2.2.6 Rotazione del modello

Una volta trasformate le traiettorie, prima di poterle importare su Adams, è stato necessario ruotare il modello per portarlo in corrispondenza della corretta configurazione iniziale (Figura 2-15).

Infatti, le coordinate dei punti 3, 5, 7, 11 e 17 all'istante iniziale sono state introdotte su Adams sotto forma di punti. Le coordinate esportate non sono state quelle trasformate nel sistema relativo, ma per questa fase erano di interesse solamente quelle proiettate nel sistema di riferimento della pelvi e trasformate in millimetri.

I punti creati su Adams hanno dunque costituito il riferimento sulla cui base ruotare il modello per portarlo nella corretta posizione iniziale.

Innanzitutto, l'intero modello è stato traslato così da far coincidere il centro della testina femorale con il punto creato a partire dalle coordinate del punto 3.

Poi, l'intero modello è stato nuovamente ruotato rispetto al centro della testina femorale per far coincidere l'orientazione della pelvi su Adams con il sistema di riferimento della pelvi su OrthoLoad (Figura 2-14), ovvero quello rispetto al quale sono stati calcolati i coseni direttori. Solo in questo modo, infatti, è stato possibile utilizzare le traiettorie trasformate di OrthoLoad per il modello creato su Adams.



Figura 2-14. Sistema di riferimento della pelvi su OrthoLoad, (OrthoLoad, 1998)

Su OrthoLoad, il sistema di coordinate della pelvi presenta l'origine in corrispondenza del centro dell'anca sinistra. L'asse x è quello che connette i centri delle due teste femorali e punta dall'origine in direzione mediale; l'asse z è perpendicolare all'asse x, attraversa il corpo vertebrale L5-S1 e punta dall'origine verso l'alto; l'asse y è perpendicolare agli altri due e punta in direzione ventrale, (OrthoLoad, 1998).

Per orientare la pelvi su Adams in modo corretto è stato molto utile introdurre altri due punti corrispondenti alle coordinate nell'istante iniziale dei punti 1 e 2 fornite da OrthoLoad (Figura 2-13) e corrispondenti rispettivamente al corpo vertebrale L5-S1 e al centro dell'anca destra. Anche queste coordinate sono state proiettate nel sistema di riferimento della pelvi e trasformate in millimetri.

A questo punto, si è passati alla rotazione del femore e della tibia per portare anche queste due componenti nella loro configurazione iniziale. Tenendo questa volta fissa la pelvi, è stato ruotato tutto il resto del modello rispetto al centro della testina femorale per avvicinare il ginocchio al punto creato a partire dal punto 7 (centro articolare del ginocchio). In questo modo, è stata aggiustata anche la posizione del femore.



Figura 2-15. Modello ruotato e traslato nella configurazione iniziale

Poi, dal momento che la caviglia non aveva la medesima posizione del punto creato a partire dal punto 17, è stata ruotata la tibia rispetto al centro articolare del ginocchio. Come risultato finale della rotazione della tibia, è stata dunque generata una lieve flessione del ginocchio.

In figura 2-15, è riportata un'immagine di come appariva il modello nella sua posizione iniziale, all'istante zero della simulazione. Durante la fase iniziale del passo registrato su OrthoLoad, quindi, la gamba sinistra appariva in fase di pieno appoggio, con il calcagno a contatto con il terreno.

#### 2.2.7 Assegnazione delle masse

Per assegnare le masse alle geometrie di femore e tibia, è stato necessario creare, in corrispondenza delle rispettive parti, un ellissoide rappresentante i tessuti molli di dimensioni paragonabili a quelle della coscia e della gamba, (Figura 2-16).

Per quanto riguarda il posizionamento di questi ellissoidi e i valori di massa delle due parti, è stata eseguita un'analisi della letteratura.

Gli ellissoidi sono stati posizionati in modo da ottenere delle geometrie simili a quelle fisiologiche.



Figura 2-16. In figura sono mostrati i due ellissoidi creati per l'assegnazione delle masse alle geometrie di femore e tibia

Le masse dei segmenti, invece, in letteratura sono espresse come percentuale del peso corporeo: per il paziente medio di OrthoLoad con peso di 836 N, (G. Bergmann, 2001), la coscia aveva una massa di 8.95 Kg (10.5% del peso corporeo) e la gamba una massa di 3.83 Kg (4.5% del peso corporeo), (Tözeren, 2000).

Per ottenere le masse desiderate è stata assegnata una densità pari a 4000 Kg/m<sup>3</sup> e 3200 Kg/m<sup>3</sup> a coscia e tibia, rispettivamente.

#### 2.2.8 Simulazione di cinematica inversa

Per simulare correttamente il modello implementato in Adams, è stata adottata la strategia presentata su LifeModeler (LifeModeler Inc., CA, USA), un modulo aggiuntivo di Adams, che prevedeva due passaggi: una simulazione di cinematica inversa e una simulazione di dinamica diretta. La prima prendeva in input le traiettorie sperimentali esportate da OrthoLoad e dava in output lo schema di allungamento dei muscoli durante il movimento, (Lifemodeler, 2010), da utilizzare durante la dinamica diretta per la definizione delle forze muscolari. La seconda consentiva di valutare le forze di contatto all'anca.

Per la cinematica inversa, sono stati inseriti su Adams dei 'motion agents' che avrebbero indotto i segmenti a muoversi seguendo le traiettorie sperimentali.

I 'motion agents' sono stati creati come delle nuove parti all'interno del modello sotto forma di piccole sfere, centrate nelle coordinate iniziali dei punti 5, 7, 11 e 17, a cui assegnare le traiettorie di OrthoLoad (Figura 2-17).

Poi, per ogni 'motion agent', sugli stessi punti anatomici del modello corrispondenti a quelli rappresentati dai punti 5, 7, 11 e 17, è stata creata un'altra piccola sfera rigidamente attaccata al segmento di appartenenza (Figura 2-17).

La presenza di due sferette è necessaria perché le coordinate dei punti anatomici o di riferimento calcolate sul soggetto durante il test possono non essere le stesse che il corrispondente punto anatomico presenta sul modello muscoloscheletrico. I segmenti sul modello possono ad esempio essere più lunghi o più corti. Per questa ragione, a volte, è necessario scalare il modello oppure, se queste differenze sono note, introdurre degli offset prima di inserire i 'motion agents', (Lifemodeler, 2010).

In questo caso, non è stata eseguita alcuna procedura di ottimizzazione, dal momento che non è stato ritenuto necessario scalare le dimensioni dei segmenti e il modello era già stato precedentemente ruotato sulla base dei punti importati da Matlab e portato nella corretta configurazione iniziale.

Tra le due sfere, è stato quindi creato un bushing, cioè una molla che esercita una forza a sei componenti, (Adams).

$ \begin{cases} F_x \\ F_y \\ F_z \\ T_x \\ T_y \\ T \end{cases} $	} = -	$\begin{bmatrix} k_x \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	0 k <sub>y</sub> 0 0 0	0 0 <i>k<sub>z</sub></i> 0 0	$0 \\ 0 \\ 0 \\ kt_x \\ 0 \\ 0$	0 0 0 <i>kt<sub>y</sub></i>	0 - 0 0 0 0	*	$ \begin{cases} d_x \\ d_y \\ d_z \\ r_x \\ r_y \\ r_z \end{cases} - $	$\begin{bmatrix} c_x \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	$     \begin{array}{c}       0 \\       c_y \\       0 \\   $	$     \begin{array}{c}       0 \\       0 \\       c_z \\       0 \\   $	$0 \\ 0 \\ ct_x \\ 0 \\ 0$	$\begin{array}{c} 0\\ 0\\ 0\\ 0\\ ct_y\\ 0\end{array}$	0 0 0 0 0 *	$ \begin{cases}                                    $	+ <	$ \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \\ t_x \\ t_y \\ t \end{pmatrix} $	ł
$\binom{r}{T_z}$		Lo	0	0	0	0	kt <sub>z-</sub>		$\binom{y}{r_z}$	Lo	0	0	0	0	$ct_z$	$\binom{1}{W_z}$		$\binom{y}{t_z}$	1

$K = k_x, k_y, k_z$	coefficienti di rigidezza traslazionale
$KT = kt_{x_i} kt_y, kt_z$	coefficienti di rigidezza torsionale
$D = d_{x_i} d_{y_i} d_{z_i}$	traslazioni
$R = r_{x_i} r_{y_i} r_z$	rotazioni
$C = c_x, c_y, c_z$	coefficienti di smorzamento traslazionale
$CT = ct_x, ct_y, ct_z$	coefficienti di smorzamento torsionale
$V = v_x$ , $v_y$ , $v_z$	velocità traslazionali
$W = w_x$ , $w_y$ , $w_z$	velocità angolari
$F = f_x, f_y, f_z$	precarichi di forza
$T = t_x, t_y, t_z$	precarichi torsionali

In questo modo, i 'motion agents', quando si fossero mossi durante la simulazione di cinematica inversa seguendo le traiettorie ricavate dal processo di motion capture, avrebbero trascinato, tramite i bushing, i segmenti ossei nel movimento da compiere, (Figura 2-17).



Figura 2-17. Rappresentazione su LifeModeler dei 'motion agents' (sfere gialle) e delle sfere rigidamente attaccate ai segmenti nei corrispondenti punti anatomici del modello (sfere rosse). Tra le due sfere vi è poi un bushing, (Lifemodeler, 2010)

In questa fase, per ridurre i tempi computazionali, seppur introducendo un errore nella cinematica che può considerarsi trascurabile, il vincolo tra la coppa acetabolare e la testina femorale è stato modellizzato tramite un giunto sferico.

I valori di rigidezza e smorzamento dei vari bushing sono riportati in tabella 2-2. I valori di rigidezza traslazionale e di smorzamento traslazionale dei bushing 5, 7, 11 e 17 sono stati presi da LifeModeler, (Lifemodeler, 2010), mentre per quelli di rigidezza torsionale e smorzamento torsionale sono stati lasciati i valori impostati di default da Adams.

	$k_x, k_y, k_z$	$kt_{x_i} kt_y, kt_z$	$C_x, C_y, C_z$	$ct_x, ct_y, ct_z$
Bushing 5	1000 N/mm	1.74532 N*mm/deg	100 N*s/mm	0.45378 N*mm*s/deg
Bushing 7	1000 N/mm	1.74532 N*mm/deg	100 N*s/mm	0.45378 N*mm*s/deg
Bushing 11	1000 N/mm	0.62831 N*mm/deg	100 N*s/mm	0.15707 N*mm*s/deg
Bushing 17	1000 N/mm	0.62831 N*mm/deg	100 N*s/mm	0.15707 N*mm*s/deg

Tabella 2-2. Parametri inseriti di rigidezza e smorzamento dei bushing

A questo punto, per dare il movimento, sono state importate su Adams le traiettorie dei punti 5, 7, 11 e 17. Dal momento che i movimenti vengono assegnati ai 'motion agents' rispetto a un marker posto nella medesima posizione del suo rispettivo 'motion agent', le traiettorie dei vari punti sono state ulteriormante traslate in zero su Matlab. Questo per fare in modo che, durante la simulazione, i segmenti di femore e tibia partissero, all'istante iniziale, fermi nella posizione iniziale loro assegnata. Ciò vuol dire che ai vettori rappresentanti le coordinate precedentemente trasformate dei vari punti è stato sottratto il rispettivo valore corrispondente al tempo zero, così che, all'istante iniziale, su Adams, lo spostamento di femore e tibia dalla loro posizione iniziale fosse pari a zero.

Le coordinate importate sono state quindi quelle trasformate nel sistema relativo e traslate in zero.

Le traiettorie erano ovviamente non lineari e, per rappresentare in Adams la non linearità, per ognuna delle tre direzioni di ogni punto, è stata creata una 'spline', cioè una curva di dati: come ascissa sono stati presi i valori temporali in secondi e come ordinata le coordinate della rispettiva traiettoria in millimetri (Figura 2-18).



Figura 2-18. Esempio di 'spline' creata. In ascissa ci sono gli istanti temporali e in ordinata, in questo caso, la coordinata y del punto 7

Una volta create le 'spline', è stato possibile assegnare le traiettorie ai 'motion agents'. A ognuno di essi, è stato quindi dato un 'motion' tridimensionale, il quale è stato inserito in corrispondenza del marker che Adams aveva creato contemporaneamente alla rispettiva sferetta.

A ogni direzione di ogni 'motion', è stata assegnata una funzione che interpolasse i punti della corrispondente 'spline': in Adams, la funzione da utilizzare a partire da una 'spline' è una funzione polinomiale del terzo ordine e si chiama 'CUBSPLINE'. Vuole in input la variabile associata all'ascissa della 'spline' e il nome assegnato alla 'spline' da interpolare.

Poi, per orientare i 'motions' creati secondo il sistema di riferimento della pelvi, in corrispondenza del centro della testina femorale è stato creato un marker di riferimento, il quale è stato orientato esattamente come il sistema di riferimento di OrthoLoad posto sulla pelvi. Quindi, i marker su cui i rispettivi 'motions' sono stati inseriti sono stati orientati come il marker di riferimento posto nel centro della testina femorale.

Dopodiché, è stato necessario introdurre dei connettori che vincolassero la pelvi al ground e le varie componenti della protesi tra loro e alle ossa durante la simulazione (Figura 2-19).

Per questa ragione, sono stati creati una serie di giunti fissi:

- la pelvi, che rimane ferma, è stata vincolata al ground
- il cotile è stato vincolato alla pelvi
- la testina femorale è stata vincolata al collo della protesi
- il collo della protesi è stato vincolato allo stelo
- lo stelo è stato vincolato al femore.



Figura 2-19. In figura sono mostrati, sotto forma di lucchetti, i connettori introdotti per la simulazione di cinematica inversa

Infine, l'ultimo passaggio è stato la creazione delle misure muscolari per leggere, nel post processor, l'ouput della simulazione di cinematica inversa.

Per ogni muscolo, è stata quindi inserita una funzione che misurasse in modulo la distanza tra il punto di origine e il punto di inserzione. Per i muscoli che presentavano dei via points, la funzione è stata creata come una somma di distanze tra punti successivi.

Ad esempio, nel caso di muscoli con due via points:

$$Misura = (Muscolo_{vp_1} - Muscolo_{or}) + (Muscolo_{vp_2} - Muscolo_{vp_1}) + (Muscolo_{in} - Muscolo_{vp_2})$$

In questo modo, per ogni step della simulazione, sarebbero state registrate le variazioni di lunghezza dei muscoli.

Alla fine, il modello appariva come in figura 2-20.

A questo punto è stato dunque possibile lanciare la simulazione di cinematica inversa. Come parametri della simulazione sono state scelte le medesime suddivisioni temporali di OrthoLoad. Quindi, come durata complessiva è stato impostato 1.1033 s, suddivisi in 201 step.

Una volta conclusa questa prima simulazione, dal postprocessor sono stati esportati sotto forma di 'spline' i dati registrati nelle misure muscolari create. Le 'spline' esportate racchiudevano, per ogni muscolo, il suo rispettivo schema di allungamento/accorciamento, e quindi la sua rispettiva attivazione, per ogni istante del movimento simulato.



Figura 2-20. Nell'immagine, è mostrato il modello pronto per la simulazione di cinematica inversa. In rosso si vedono i bushing, mentre le frecce in verde sono i 'motions' applicati ai 'motion agents'

#### 2.2.9 Contatto coppa-testina

Su Adams, il contatto tra la coppa acetabolare e la testina femorale per la successiva simulazione di dinamica diretta è stato modellizzato come contatto sfera su sfera per ridurre i tempi computazionali. La coppa acetabolare creata su Adams non veniva però riconosciuta come geometria sferica perché era stata troncata e resa cava. Quindi, nella parte relativa alla coppa acetabolare è stata creata un'altra sfera di raggio pari a 14.05 mm (raggio interno della coppa) il cui centro è stato posizionato in corrispondenza del centro della testina femorale. Il contatto è stato dunque inserito tra la sfera della testina femorale e questa sfera creata per la coppa acetabolare. Ciò è stato possibile senza causare errori nella valutazione delle forze di

contatto perché, nel movimento fisiologico, la testina entra sempre in contatto con un punto sulla coppa che è interno alla cavità acetabolare e mai con la parte di sfera esterna alla coppa.

Il contatto è stato poi implementato come contatto persistente, il quale si presenta quando i due corpi, dopo l'evento di collisione, rimangono in contatto. Esso può essere rappresentato da un sistema non lineare molla-smorzatore, con la rigidezza che modella l'elasticità delle superfici di contatto e lo smorzamento che modella l'energia di dissipazione, (Lifemodeler, 2010).

L'algoritmo che Adams utilizza per calcolare la forza normale di contatto  $F_n$  è il seguente:

$$F_n = k * g^e + STEP(g, 0, 0, d_{max}, c_{max}) * \frac{dg}{dt}$$

Dove g rappresenta la penetrazione di una geometria in un'altra,  $\frac{dg}{dt}$  è la velocità di penetrazione nel punto di contatto, e indica l'esponente della forza ed è un valore positivo reale e k è la rigidezza. *STEP* rappresenta una funzione Adams con step cubico, secondo la quale quando la penetrazione g è uguale a zero lo smorzamento è anch'esso uguale a zero, quando invece la penetrazione raggiunge il valore  $d_{max}$  allora il corrispondente valore di smorzamento arriva a  $c_{max}$ , (Figura 2-21), (Lifemodeler, 2010)



Figura 2-21. Grafico che rappresenta l'andamento della funzione STEP. In ascissa troviamo la penetrazione e in ordinata il coefficiente di smorzamento, (Lifemodeler, 2010)

Per il calcolo della forza normale di contatto, nel modello creato, la componente di smorzamento è stata trascurata, quindi i parametri  $d_{max}$  e  $c_{max}$  sono stati posti pari a zero. I

parametri di rigidezza sono stati invece valutati utilizzando la teoria hertziana per il contatto tra due sfere (Wikipedia, 2020). Secondo tale teoria, la forza di contatto  $F_n$  è espressa come:

$$F_n = \frac{4}{3} * E_{eq} * R_{eq}^{\frac{1}{2}} * g^{\frac{3}{2}}$$

Quindi, sostituendo tale espressione al primo termine dell'equazione precedente risulta che:

$$k = \frac{4}{3} * E_{eq} * R_{eq}^{\frac{1}{2}}$$
$$e = \frac{3}{2}$$

 $R_{eq}$  è il raggio equivalente e dipende dal raggio della testina femorale e della coppa acetabolare ( $R_{testa}, R_{coppa}$ ). Nel caso di contatto tra una sfera e una coppa si calcola come, (WordPress, 2017):

$$\frac{1}{R_{eq}} = \frac{1}{R_{testa}} - \frac{1}{R_{coppa}}$$

 $E_{eq}$  è il modulo elastico equivalente e dipende dal modulo elastico dei due materiali in contatto  $(E_{testa}, E_{coppa})$  e dal loro rispettivo coefficiente di Poisson  $(v_{testa}, v_{coppa})$ , (WordPress, 2017):

$$\frac{1}{E_{eq}} = \frac{1 - \nu_{testa}^2}{E_{testa}} + \frac{1 - \nu_{coppa}^2}{E_{coppa}}$$

Per l'accoppiamento sono stati scelti l'allumina  $(Al_2O_3)$  per la testina femorale e il polietilene a ultra alto peso molecolare (UHMWPE) per la coppa acetabolare, (Tabella 2-3).

Tabella 2-3. In tabella sono riportati i moduli elastici, i coefficienti di Poisson e i raggi utilizzati per il calcolo del modulo elastico equivalente e del raggio equivalente

	Testina femorale in allumina	Coppa acetabolare in UHMWPE
Modulo elastico	380000 MPa (Auerkari, 1996)	700 MPa (Sherazi, 2014)
Coefficiente di Poisson	0.25 (Auerkari, 1996)	0.46 (Sherazi, 2014)
Raggio	14 mm	14.05 mm

Quindi, per il calcolo della forza normale di contatto sono stati inseriti i parametri:  $k = 2 * 10^6$  N/mm, e = 1.5. Invece, la penetrazione g in Adams non è stata inserita perché viene calcolata nel processo dal software.

Nel contatto, oltre alla forza normale, agisce anche la forza d'attrito che Adams calcola utilizzando la legge di attrito di Coulomb modificata, (Figura 2-22). Secondo questo modello, il coefficiente d'attrito statico ( $\mu_s$ ) e quello dinamico ( $\mu_d$ ) sono strettamente dipendenti dalla velocità di scorrimento tra i due corpi, (Lifemodeler, 2010).





Slip Velocity

Figura 2-22. In figura è mostrata la dipendenza dei coefficienti di attrito statico e dinamico dalla velocità di scorrimento, (Lifemodeler, 2010)

Per modellizzare la forza di attrito, nel caso del contatto allumina-polietilene a ultra alto peso molecolare, sono stati scelti i seguenti parametri:

- Coefficiente di attrito dinamico  $\mu_d = 0.1$ , (Živić, 2014)
- Coefficiente di attrito statico  $\mu_s = 0.14$ , preso del 10% maggiore di quello dinamico
- Velocità di transizione di frizione  $v_d = 12 \ mm/_S$ , (Živić, 2014). Corrisponde alla velocità di scorrimento per cui il coefficiente di attrito vale  $\mu_d$
- Velocità di transizione di stizione  $v_s = 1.2 \text{ mm}/s$ , presa un ordine di grandezza più basso rispetto alla velocità di transizione di frizione. Corrisponde alla velocità di scorrimento per cui il coefficiente di attrito vale  $\mu_s$ .

Unitamente alla forza di contatto, è stata creata la corrispondente misura per registrare tale forza di reazione all'articolazione dell'anca durante la simulazione di dinamica diretta.

#### 2.2.10 Forza di reazione alla caviglia

Tra le forze esterne agenti sul modello nella simulazione di dinamica diretta, sono state introdotte le forze di reazione e i momenti alla caviglia (che tenevano anche conto della reazione col terreno). Tali dati sono stati presi da OrthoLoad che, tra i tanti misurati, fornisce anche la forza e il momento scambiati dalla tibia al piede, quindi in corrispondenza della caviglia, valutati nel sistema di riferimento della tibia ed espressi rispettivamente in percentuale del peso corporeo e in percentuale del peso corporeo\*m.

Quindi, dopo essere stati cambiati di segno per essere diretti dal piede alla tibia, e non viceversa, considerando un peso di 836 N, la forza è stata trasformata in Newton e il momento è stato trasformato in Newton\*millimetri.



Figura 2-23. In figura sono mostrate le tre componenti di forza e di momento, ricavate a partire dalle reazioni col terreno, agenti sul punto di repere della caviglia

A questo punto, la procedura utilizzata su Adams per inserire le forze e i momenti alla caviglia è stata molto simile a quella operata per inserire le traiettorie. Per ognuna delle tre componenti della forza e del momento, è stata creata una 'spline', recante in ascissa gli istanti temporali e in ordinata, questa volta, i valori della forza o del momento. Poi, sono state create tre forze ortogonali e altrettante coppie (Figura 2-23). Esse sono state posizionate in corrispondenza del punto di repere sulla caviglia e la loro orientazione è stata fissata a quella della tibia. Infine, per ognuna delle forze e delle coppie inserite, come funzione, anche in questo caso, è stata scelta una 'CUBSPLINE' che interpolasse i punti della rispettiva 'spline'.

#### 2.2.11 Inserimento delle coppie alle articolazioni

Per verificare la correttezza del modello realizzato fino a questo punto, prima dell'introduzione delle forze muscolari, sono state inserite delle coppie alle articolazioni di anca e ginocchio, funzione dell'angolo misurato durante la cinematica inversa, che movimentassero i segmenti durante la dinamica diretta.

A questo scopo, per il ginocchio è stata creata una nuova misura di angolo tra i due marker relativi al giunto rotante del ginocchio, creati automaticamente da Adams durante l'inserimento del giunto. La direzione scelta per la misura di angolo è stata quella della flessoestensione, avendo il ginocchio solo questo asse di rotazione.

Per l'anca è stata ripetuta la medesima procedura, ma in questo caso sono state create tre misure di angolo tra i due marker relativi al giunto sferico dell'anca, lungo x, y e z.

Senza considerare le forze di reazione alla caviglia e il contatto all'anca, è stata lanciata nuovamente una simulazione di cinematica inversa per registrare le variazioni desiderate di angolo alle due articolazioni. Dal postprocessor sono stati poi esportati, sotto forma di 'spline', i dati registrati nelle quattro misure di angolo create.

Il passaggio successivo è stato l'inserimento di PID alle articolazioni per lanciare una simulazione di dinamica diretta e valutare così la correttezza del modello. Per fare questo, per ognuno dei quattro angoli considerati, sono state create due ulteriori misure: l'errore di angolo e l'errore di velocità angolare tra i rispettivi valori registrati durante la simulazione di dinamica diretta e i valori desiderati.

#### Errore di velocità angolare = velocità registrata – velocità desiderata

Durante la simulazione di dinamica diretta, l'angolo è stato registrato sovrascrivendo le rispettive misure di angolo create per la simulazione di cinematica inversa.

Per registrare la velocità angolare, prima della simulazione di dinamica diretta, sono state create quattro nuove misure che calcolassero la velocità angolare tra i marker dei giunti sferico e rotante, ognuna nella rispettiva direzione.

L'angolo desiderato è stato ottenuto per interpolazione, tramite la funzione CUBSPLINE, delle rispettive 'spline' esportate dal postprocessor della simulazione di cinematica inversa. Dalla derivata prima di tale funzione è stata ricavata la velocità desiderata.

A questo punto, è stato possibile creare tre PID per l'articolazione dell'anca e uno per l'articolazione del ginocchio, utilizzando lo strumento di controllo che in Adams li implementa automaticamente. In ognuno di essi sono stati inseriti il rispettivo errore di angolo come input e il rispettivo errore di velocità angolare come input derivativo. Il coefficiente proporzionale ( $Kp_coppie$ ) è stato posto pari a  $10^7$ , mentre quello derivativo e quello integrativo sono stati posti uguali a zero.



Figura 2-24. In figura sono mostrati i vettori coppia creati per l'articolazione dell'anca e per l'articolazione del ginocchio con lo scopo di valutare la correttezza del modello creato fino a questo punto

Fatto ciò, in corrispondenza delle articolazioni di anca e ginocchio è stato inserito un vettore coppia rispettivamente tra i corpi di coppa acetabolare e testina della protesi e tra i corpi di femore e tibia. Per l'anca è stato posizionato nel centro della testina ed è stato orientato come i marker del giunto sferico, per il ginocchio è stato posizionato nel centro del ginocchio ed è stato orientato come i marker del giunto rotante.

All'interno delle due coppie, come funzione, è stato inserito il corrispondente PID. Nel caso del ginocchio, avendo creato il PID solo per la direzione di flesso-estensione, i valori della coppia nelle altre due direzioni sono stati posti pari a zero (Figura 2-24).

#### 2.2.12 Definizione delle forze muscolari

Su Adams, le forze muscolari sono state inserite utilizzando dei controllori PID. La procedura è stata analoga a quella utilizzata per creare i PID alle articolazioni.

Quindi, innanzitutto, sono state create, per ogni muscolo, due misure: l'errore di lunghezza e l'errore di velocità di allungamento/accorciamento del muscolo tra i rispettivi valori registrati progressivamente nel corso della simulazione di dinamica diretta e i valori desiderati. Gli errori non sono stati normalizzati per il range of motion.

Errore di lunghezza = lunghezza registrata – lunghezza desiderata

Errore di velocità = velocità registrata – velocità desiderata

Per registrare la lunghezza muscolare durante la simulazione di dinamica diretta sono state utilizzate le misure, create per ogni muscolo, prima della precedente simulazione di cinematica inversa.

La velocità di allungamento del muscolo è stata registrata, durante la simulazione di dinamica diretta, grazie alla creazione di nuove misure, nelle quali, per ogni muscolo, è stata inserita una funzione che calcolasse in modulo la velocità tra il punto di origine e il punto di inserzione. Nel caso di via points, la funzione è stata creata come una somma di velocità tra punti successivi.

La lunghezza muscolare desiderata è stata ricavata dall'interpolazione, tramite la funzione 'CUBSPLINE', delle 'spline' dei muscoli esportate dal postprocessor della prima simulazione di cinematica inversa.

Per calcolare la velocità di allungamento desiderata è stata invece ricavata la derivata prima di tale funzione 'CUBSPLINE'.

Successivamente, è stata creata, per ogni muscolo, una forza unidirezionale tra il suo punto di origine sulla pelvi o sul femore e il suo punto di inserzione sul femore o sulla tibia o sulla patella (Figura 2-25). Nel caso di muscoli con via points, le forze muscolari sono state create tra i due punti appartenenti a due segmenti diversi, tra i quali vi fosse quindi una variazione di lunghezza. Ad esempio, la forza associata al gluteo massimo, rappresentato dal suo punto di origine sulla pelvi, dal suo punto di inserzione sul femore e da due via points, uno sulla pelvi e uno sul femore, è stata creata tra i due via points. Infatti, tra il punto di origine e il primo via point e tra il secondo via point e il punto di inserzione non ci sarebbe stata alcuna variazione della lunghezza del muscolo durante la simulazione, appartenendo essi rispettivamente al medesimo corpo rigido.



Figura 2-25. In figura sono mostrate le forze muscolari inserite nel modello

A questo punto, sono stati creati i PID. Per ogni muscolo, è stato necessario inserire il corrispondente errore di lunghezza con segno negativo come input, il corrispondente errore di

velocità con segno negativo come input derivativo e i valori del coefficiente proporzionale  $(k_p)$ , del coefficiente derivativo  $(k_d)$  e del coefficiente integrativo  $(k_i)$ .

Poi, all'interno di ognuna delle forze muscolari create, è stato inserito come funzione il rispettivo PID.

Per fare in modo che i muscoli esercitassero forze solo di trazione sui segmenti, la funzione è stata poi modificata inserendo un *if*, secondo il quale se il valore di forza calcolato tramite il controllore PID fosse stato minore di zero, il valore di forza muscolare applicato sarebbe stato esattamente quello calcolato; per valori di forza calcolati uguali o maggiori di zero, il corrispondente valore applicato al modello sarebbe stato pari a zero. Ciò deriva dalla convenzione utilizzata da Adams per cui a forze muscolari negative è associata un'azione del muscolo in trazione.

Inoltre, la forza muscolare è stata limitata ad assumere, in modulo, valori compresi tra 0 ed un valore massimo specifico per ogni muscolo ( $F_{max}$ ) ricavato dal modello 'Gait2392' di OpenSim 4.1, (OpenSim, 2012). Esso è stato calcolato come il prodotto tra il valore di forza massima, preso dalla letteraura a partire da misurazioni su cadavere, (Delp, 1990), e un fattore di scala basato sui dati angolo-momento di giovani sani di sesso maschile, seguendo la medesima procedura di precedenti lavori, (MG. Pandy, 1999), (Carhart, 2000). I valori di forza massima ( $F_{max}$ ) inseriti sono riportati in tabella 2-4.

È stata operata una limitazione delle forze per evitare che i muscoli, per portare i segmenti a eseguire il movimento richiesto, esercitassero delle forze maggiori di quelle fisiologiche. Nella funzione è stato quindi introdotto un secondo *if* annidato al primo: se il valore di forza calcolato dal controllore PID fosse stato maggiore del valore di  $-F_{max}$  (e minore di zero), il valore di forza applicato sarebe stato quello calcolato; in caso contrario, il corrispondente valore applicato sarebbe stato pari a  $-F_{max}$ .

Articolazione	Muscoli	'Gait2392' Massima forza isometrica (N)	Delp, 1990 Massima forza isometrica (N)	Fattore di scala
Anca	Gluteo massimo 1	573	380	1.51
	Gluteo massimo 2	819	550	1.49
	Gluteo massimo 3	552	370	1.49
	Gluteo medio 1	819	550	1.49

Tabella 2-4. In tabella sono riportati i valori di forza massima del modello 'Gait2392' per i muscoli inseriti all'interno del modello Adams, ricavati dal prodotto tra i corrispondenti valori dello studio di Delp e il rispettivo fattore di scala, (OpenSim, 2012)
	Gluteo medio 2	573	380	1.51
	Gluteo medio 3	653	435	1.50
	Gluteo minimo 1	270	180	1.50
	Gluteo minimo 2	285	190	1.50
	Gluteo minimo 3	323	215	1.50
	Adduttore breve	429	285	1.51
	Adduttore lungo	627	420	1.49
	Grande adduttore 1	381	345	1.10
	Grande adduttore 2	343	310	1.11
	Grande adduttore 3	488	445	1.10
	Iliaco	1073	430	2.50
	Gemello	164	110	1.49
	Quadrato del femore	381	255	1.49
	Piriforme	444	295	1.51
	Pettineo	266	175	1.52
	Psoas	1113	370	3.01
	Retto del femore	1169	780	1.50
	Sartorio	156	105	1.49
	Tensore fascia lata	233	155	1.50
Anca e	Gracile	162	110	1.47
ginocchio	Bicipite femorale – capo lungo	896	720	1.24
	Semimembranoso	1288	1030	1.25
	Semitendinoso	410	330	1.24
Ginocchio	Bicipite femorale – capo breve	804	400	2.01
	Vasto mediale	1294	1295	1.00
	Vasto intermedio	1365	1235	1.11
	Vasto laterale	1871	1870	1.00

Ginocchio e	Gastrocnemio mediale	1558	1115	1.40
caviglia	Gastrocnemio laterale	683	490	1.39

Infine, per ogni muscolo, la funzione è stata moltiplicata per un coefficiente funzione della sua PCSA. Questo per ottenere una strategia di reclutamento che favorisse l'attivazione di muscoli con una sezione trasversale fisiologica maggiore, (Alessandro Navacchia, 2019).

Per calcolare tale coefficiente, i muscoli inseriti all'interno del modello sono stati suddivisi in cinque gruppi (flessione, estensione, adduzione, abduzione e ibrido) a sconda del principale movimento da essi garantito. Il gruppo ibrido racchiudeva sia i muscoli impegnati nell'intrarotazione e nell'extrarotazione sia quelli con molteplici funzioni, (Nihat Özkaya, 2018).

Il coefficiente moltiplicativo di ogni muscolo è stato quindi ottenuto come il rapporto tra la sua PCSA moltiplicata per il numero di muscoli appartenenti al suo gruppo (ng) e la somma delle PCSA dei muscoli appartenenti al suo gruppo.

$$Coefficiente\ muscolo_m = \frac{ng * PCSA_m}{\sum_{i=1}^{ng} PCSA_i}$$

In tabella 2-5, è riportata la suddivisione dei muscoli all'interno dei vari gruppi, la PCSA di ognuno dei muscoli inseriti nel modello, (Brand, 1990), la somma delle PCSA per ogni gruppo e il coefficiente calcolato per ogni muscolo.

Movimento	Muscoli	PCSA (mm)	Somma PCSA (mm)	Coefficiente
Estensione	Gluteo massimo 1	2020		0.858
	Gluteo massimo 2	1959		0.832
	Gluteo massimo 3	2000		0.849
	Semimembranoso	4633	16487	1.967
	Semitendinoso	2327		0.988
	Bicipite femorale – capo lungo	2734		1.161

Tabella 2-5. In tabella sono riportati i coefficienti moltiplicativi delle funzioni delle forze muscolari ricavati dal rapporto tra la PCSA del muscolo considerato moltiplicata per il numero di muscoli appartenenti al suo gruppo e la somma delle PCSA dei muscoli appartenenti al gruppo

	Bicipite femorale – capo breve	814		0.346
Flessione	Retto femorale	norale 4296		1.719
	Tensore fascia lata	800	0000	0.320
	Iliaco	2333	,,,,,	0.933
	Psoas 2570			1.028
	Adduttore breve 1686			0.971
	Adduttore lungo	2273	10415	1.309
Aduziona	Grande adduttore 1	2552		1.470
Adduzione	Grande adduttore 2	1835	10415	1.057
	Grande adduttore 3	1695		0.976
	Gracile	374		0.215
	Gluteo medio 2	1621		1.088
	Gluteo medio 1	2500	- 8936	1.679
Abduziona	Gluteo medio 3	2121		1.424
Adduzione	Gluteo minimo 2	820		0.551
	Gluteo minimo 1	676		0.454
	Gluteo minimo 3 1198		0.804	
	Quadrato del femore	2100		0.621
	Pettineo	903	33811	0.267
	Piriforme	2054		0.607
Ibrido	Sartorio	290		0.086
	Vasto mediale	6687		1.978
	Vasto laterale	6441		1.905
	Vasto intermedio	8200		2.425
	Gastrocnemio laterale	1430		0.423
	Gastrocnemio mediale	5060		1.497
	Gemello	646		0.191

Di seguito è riportato il diagramma a blocchi della funzione finale inserita all'interno delle forze muscolari create.



A questo punto, è stato introdotto, per ogni muscolo, anche un elemento passivo per stabilizzare il movimento, (Figura 2-26). Per farlo, tra gli stessi due punti tra i quali era stata precedentemente creata la forza dell'attuatore, è stato inserito un elemento molla-smorzatore con rispettivi valori di rigidezza e smorzamento pari a 0.44 N/mm e 1.75 N\*s/mm, (Lifemodeler, 2010).



Figura 2-26. Nell'immagine sono raffigurati gli elementi passivi dei muscoli

### 2.2.13 Modelli implementati e approccio computazionale

Complessivamente, per ottenere le forze che movimentassero i segmenti di femore e tibia durante la simulazione di dinamica diretta, sono state implementate tre strategie, quindi tre diversi modelli. Nel primo caso, come spiegato nel paragrafo 2.2.11, per verificare la correttezza del modello privo dei muscoli, il movimento è stato garantito dall'inserimento di coppie pure alle articolazioni di anca e ginocchio. Nel secondo caso, le coppie sono state disattivate e il movimento dei segmenti è stato garantito dalle sole forze muscolari. In ultimo, è stato implementato un modello ibrido, contenente sia le coppie alle articolazioni sia le forze muscolari.

In tutti i tre modelli, per lanciare la dinamica diretta, sono stati disattivati tutti i bushing della cinematica inversa e il giunto sferico all'anca, mentre sono stati attivati il contatto tra la coppa e la testa e le reazioni alla caviglia. Inoltre, sono stati inseriti uno smorzamento al ginocchio pari a 20 N\*s/mm e uno smorzamento rotazionale all'anca pari a 200 N\*s/mm, 600 N\*s/mm e 100 N\*s/mm rispettivamente lungo x, y, z per ridurre le oscillazioni dell'arto e rendere il movimento più fisiologico.

Come output della simulazione di dinamica diretta, in tutti i tre casi, è stata valutata la forza di contatto all'anca.

Il diagramma a blocchi riportato di seguito riassume l'approccio computazionale utilizzato per la simulazione di cinematica inversa e per la simulazione di dinamica diretta.



## 2.2.14 Variazione dei parametri

Per capire l'influenza del diametro della testa e dell'offset sulle forze di contatto all'anca, sono state lanciate diverse simulazioni utilizzando i valori estremi maggiore e minore di tali parametri trovati in letteratura.

I valori iniziali impostati erano 28 mm per il diametro della testa e 28.77 mm per l'offset. Quest'ultima variabile è stata ottenuta valutando la distanza orizzontale tra il centro della testina e il punto corrispondente al marker 5 importato da OrthoLoad posto sull'asse diafisario.

Quindi prima, mantenendo fisso il valore di offset impostato, sono state lanciate due simulazioni utilizzando un diametro della testa pari rispettivamente a 22 mm (De Puy Synthes), (Plus Orthopedics) e a 44 mm (De Puy Synthes Corail); poi, lasciando il diametro della testa a 28 mm, sono state lanciate altre due simulazioni utilizzando come valori di offset 20.5 mm (De Puy Synthes) e 63 mm (Zimmer Biomet).

In tutti i casi, è stato comunque necessario lanciare sia la simulazione di cinematica inversa, per trovare le variazioni di lunghezza dei muscoli durante il movimento, sia la simulazione di dinamica diretta, per ottenere le forze di contatto all'anca. Per questa ragione il processo è stato automatizzato mediante l'introduzione di una 'dialog box'.

# **3 Risultati e discussioni**

## 3.1 Risultati

### 3.1.1 Forze di contatto con i parametri iniziali

Per la valutazione del modello sono state studiate le forze di contatto trovate utilizzando i parametri iniziali di diametro della testa e offset, rispettivamente pari a 28 mm e a 28.77 mm. Le forze di contatto sono state analizzate sui tre diversi modelli implementati: quello con soli muscoli, quello con sole coppie alle articolazioni e quello ibrido.

In tutti e tre i casi sono state eseguite delle prove per trovare la migliore combinazione di valori dei coefficienti moltiplicativi  $k_p$  e dello smorzamento all'anca, così da ottimizzare il più possibile il movimento.

A questo scopo, per il  $k_p$ , non è stato utilizzato un valore unico per tutti i muscoli, ma considerando i medesimi gruppi creati per le PCSA, sono stati introdotti un  $k_p$  per la flessione, uno per l'estensione, uno per l'adduzione, uno per l'abduzione e uno per il gruppo ibrido. Per quanto riguarda lo smorzamento all'anca, oltre a quello rotazionale, è stato introdotto anche uno smorzamento traslazionale per ridurre il rumore nei primi istanti, (Tabella 3-1).

		Modello con Muscoli	Modello con Coppie	Modello Ibrido
k <sub>p</sub>	Flessione	180	0	120
	Estensione	60	0	120
	Adduzione	60	0	60
	Abduzione	180	0	420
	Ibrido	60	0	60
	Coppie	0	10 <sup>7</sup>	107
Smorzamento anca	Smorzamento traslazionale	10 N*s/mm	10 N*s/mm	10 N*s/mm
	Smorzamento rotazionale	200 N*s/mm	500 N*s/mm	2000 N*s/mm

Tabella 3-1. In tabella sono riportati i valori utilizzati per i Kp e per lo smorzamento all'anca per i tre diversi modelli. Per lo smorzamento il valore utilizzato è stato posto uguale per le tre componenti x, y, z

 $k_d$  e  $k_i$  sono stati posti in tutti i modelli pari rispettivamente a 0.005 e a 5 per tutti i muscoli e a zero per le coppie.

Nell'ottimizzazione dei parametri, inoltre, l'effetto degli elementi passivi dei muscoli è stato annullato ponendo rigidezza e smorzamento a zero perché durante il pendolamento, a causa dell'accelerazione dell'arto, si creava una resistenza delle componenti passive e questo portava a forze di contatto più elevate nella seconda parte della simulazione.

Un primo confronto è stato effettuato tra il modello con soli muscoli e il modello con sole coppie alle articolazioni (Figura 3-1).



Figura 3-1. I tre grafici riportano, per le tre componenti della forza di contatto, il confronto tra l'utilizzo di un modello con soli muscoli e l'utilizzo di un modello con sole coppie alle articolazioni

Come si può notare, in generale, i valori di forza di contatto sono maggiori quando si inseriscono i muscoli rispetto a quando si introducono le coppie.

Per quanto riguarda la componente x, la curva derivante dai muscoli presenta un picco negativo molto ampio in fase di appoggio a 0.2 s pari a 1.4 BW, poi la curva va man mano diminuendo fino agli ultimi istanti di simulazione in cui si può osservare un piccolo aumento. La corrispondente curva ottenuta dalle coppie presenta invece un andamento abbastanza costante intorno allo zero.

Nella componente y, la curva ricavata dai muscoli presenta due picchi evidenti all'inizio e alla fine della fase di appoggio: uno positivo a 0.09 s pari a 1.85 BW e uno negativo a 0.6 s pari a 1.7 BW. Nella relativa curva derivante dalle coppie si può osservare il medesimo picco positivo a 0.09 s, in questo caso con un valore di 1.2 BW, mentre non vi è corrispondenza per il picco negativo.

La componente z, essendo verticale, è quella che dà il contributo maggiore. La curva ottenuta dai muscoli è sempre negativa: nella fase iniziale di appoggio aumenta fino ad arrivare a 3.8 BW a circa 0.2 s, poi i valori si riducono, fino a quando a 0.58 s si presenta un picco che raggiunge 4.3 BW. Poi, la curva va gradualmente a diminuire in fase di volo. La rispettiva curva ricavata dalle coppie presenta invece un andamento che in fase di appoggio rimane abbastanza costante intorno a 0.85-1 BW e che scende a valori prossimi allo zero una volta iniziata la fase di volo.

Un altro confronto utile è stato tra i tre modelli analizzati e i dati di OrthoLoad. In questo caso è stato studiato il modulo delle forze di contatto. Per i dati di OrthoLoad, non è stato considerato il paziente medio, ma sono stati presi i valori di forze di contatto di tutte le prove di tutti i quattro pazienti presenti nel database durante la camminata normale, per un totale di 27 curve. Per ogni istante temporale sono stati quindi calcolati il valore massimo e minimo tra le 27 curve così da creare un range all'interno del quale variavano i dati di OrthoLoad (Figura 3-2).



Figura 3-2. Il grafico confronta il modulo delle forze di contatto derivante dalle tre diverse strategie utilizzate per il movimento con quello ricavato dai dati sperimentali di OrthoLoad

Dal grafico si può notare che l'andamento della forza di contatto è simile per i tre modelli e per OrthoLoad. Infatti si possono osservare in tutti i casi valori di forza più elevati nella prima fase del passo durante l'appoggio fino a circa 0.58 s. Poi le varie curve diminuiscono progressivamente durante la fase di volo per aumentare di poco negli ultimi istanti di simulazione quando l'arto ritorna nella sua posizione iniziale.

Rispetto ai dati di OrthoLoad, la forza di contatto derivante dai muscoli viene sovrastimata durante la fase di appoggio. Infatti, nella curva ottenuta da Adams si possono individuare due picchi. Il primo è molto ampio e ha un corrispettivo nei dati di OrthoLoad: nel modello Adams si presenta tra 0.1 s e 0.2 s e raggiunge 4.1 BW, in OrthoLoad si può riscontrare tra 0.13 s e 0.25 s e varia tra 2.6 BW e 3.1 BW. Il secondo picco del modello numerico si manifesta a 0.58 s e raggiunge 4.6 BW. È quello che maggiormente si discosta dai dati di OrthoLoad: considerando infatti l'estremità superiore della fascia, non sono presenti picchi nei dintorni di 0.58 s e solo guardando l'intero range di dati sperimentali si può notare in questa zona un piccolo aumento dei valori rispetto agli istanti precedenti.

Considerando la fase di volo, invece, a partire da 0.8 s, il modulo della forza di contatto del modello Adams con i muscoli rientra pienamente nel range dei dati sperimentali di OrthoLoad. Per quanto riguarda la curva ottenuta dal modello con sole coppie, il modulo della forza di contatto risulta, per tutta la durata della simulazione, sottostimato rispetto ai dati di OrthoLoad. Infatti, per tutta la fase di appoggio, la curva rimane abbastanza costante intorno a 0.9-1 BW. Invece, durante questa fase, escludendo i primi istanti di salita, il valore minimo dei dati sperimentali è 1.3 BW a 0.37 s. Nella fase di volo, poi, i valori della curva ricavata dalle coppie scendono intorno allo zero e non si assiste a una risalita negli ultimi istanti di simulazione.

Il modello ibrido, con il contemporaneo utilizzo di muscoli e coppie, è quello che presenta il modulo della forza di contatto più simile ai dati di OrthoLoad. Infatti, per quasi l'intera durata della simulazione la curva rientra completamente nei range di OrthoLoad. Durante la fase di appoggio, non si evidenziano i picchi del modello con soli muscoli ma la forza cresce gradualmente da 2 BW fino a 2.3 BW in corrispondenza di 0.55 s. Poi la curva decresce durante la fase di volo seguendo l'andamento dei dati di OrthoLoad.

### 3.1.2 Forze di contatto con variazione dei parametri

Come accennato prima, l'altro studio è stato l'analisi delle forze di contatto al variare del diametro della testa e dell'offset.

Tra i tre modelli descritti al punto precedente, quello utilizzato per questo studio è stato il modello con soli muscoli.

In tabella 3-2 sono riportati i parametri di diametro della testa e offset e le rispettive combinazioni utilizzate per le simulazioni.

Come parametri di  $k_p$ ,  $k_d$ ,  $k_i$  e di smorzamento all'anca sono stati lasciati i valori utilizzati per il modello con soli muscoli.

Tabella 3-2. In tabella sono riassunti i parametri geometrici utilizzati per lo studio sulle forze di contatto

	Diametro della testa	Offset
Variational 11 diamater	22 mm	28.77 mm
variazione dei diametro	44 mm	28.77 mm
Variaziona dall'affaat	28 mm	20.5 mm
variazione dell'offset	28 mm	63 mm

Il grafico sottostante mostra l'effetto della variazione del diametro della testa sul modulo della forza di contatto (Figura 3-3).



Figura 3-3. Il grafico evidenzia come il modulo della forza di contatto varia al variare del diametro della testa

Si possono notare tre curve: la 'baseline', cioè quella ricavata lasciando il valore iniziale di offset (28.77 mm) e di diametro della testa (28 mm), e le altre due ottenute portando quest'ultimo parametro agli estremi superiore e inferiore riportati in letteratura. Le tre curve sono state normalizzate rispetto al valore massimo della 'baseline'.

Quello che si può osservare è che variando il diametro della testa non vi è alcuna variazione significativa nelle forze di contatto, né per quanto riguarda i valori, né per quanto riguarda l'andamento. Infatti le due curve con diametro della testa di 22 mm e 44 mm, sia in fase di appoggio sia in fase di volo, sono perfettamente sovrapponibili alla 'baseline', che presenta l'andamento descritto precedentemente per il modello con soli muscoli. A livello di valori normalizzati, il primo picco delle tre curve è pari a circa il 90% del valore massimo della 'baseline'. Le curve

diminuiscono nettamente in fase di volo fino a raggiungere il 7.6% della 'baseline' a 0.8 s e poi subiscono un piccolo aumento negli ultimi istanti di simulazione quando l'arto ritorna nella configurazione di partenza.

Un effetto differente si è ottenuto, invece, variando l'offset (Figura 3-4).



Figura 3-4. Il grafico rappresenta la variazione del modulo della forza di contatto al variare dell'offset

Anche in questo grafico viene confrontata la 'baseline' con le due curve ottenute portando l'offset a 20.5 mm e a 63 mm e anche in questo caso le varie curve sono state normalizzate rispetto al valore massimo della 'baseline'.

In generale, gli andamenti sono simili, infatti in tutte e tre le curve sono ben visibili la fase di appoggio e la fase di volo. Tuttavia, all'aumentare del valore di offset, il modulo della forza di contatto tende a diminuire.

Considerando la fase di appoggio, nella curva con offset di 20.5 mm il primo picco è più ampio di quello della 'baseline' (tra 0.1 s e 0.28 s) e varia tra il 91% del massimo della 'baseline' e il massimo della 'baseline'. In quella con offset di 63 mm il primo picco è molto stretto, è collocato a 0.1 s e raggiunge il 93% del valore massimo della 'baseline'. Poi, al contrario delle altre, la curva con offset più elevato diminuisce rapidamente, ma a 0.3 s va a formare un secondo picco pari al 60% del massimo della 'baseline'. Invece, il picco della 'baseline' a 0.58 s è evidente anche nelle curve con i valori estremi di offset: raggiunge il 67% del valore massimo della 'baseline' per la curva con offset pari a 20.5 mm.

Considerando la fase di volo, tutte le curve decrescono a partire da 0.58 s. Nella prima parte, la curva con offset minore segue la 'baseline' raggiungendo il 7.6% del massimo della 'baseline' a 0.8 s. Invece, quella con offset maggiore decresce più lentamente. A partire da circa 0.93 s è invece la curva con offset di 63 mm a sovrapporsi maggiormente alla 'baseline', mentre nello stesso istante la curva con offset di 20.5 mm forma un piccolo picco pari al 19% del valore massimo della 'baseline'.

## 3.2 Discussioni

### 3.2.1 Forze di contatto con i parametri iniziali

Considerando i grafici sopra riportati, il modello ibrido è quello che rispecchia maggiormente i dati delle forze di contatto riportate da OrthoLoad. Infatti, in questo caso, il movimento non è solo a carico dei muscoli, ma essi vengono aiutati dalle coppie introdotte alle articolazioni. Così facendo, le forze muscolari si riducono e impattano in misura minore sulle forze di contatto. Questo è anche confermato dai risultati uscenti dal modello con sole coppie: senza il contributo dei muscoli, inserendo delle coppie alle articolazioni che riproducano il corretto movimento da compiere, le forze di contatto si riducono drasticamente, scendendo anche al di sotto dei valori sperimentali di OrthoLoad.

Ciò che maggiormente si discosta dai risultati ottenuti con il modello con soli muscoli rispetto ai dati di OrthoLoad è il secondo picco alla fine della fase di appoggio. Tuttavia, bisogna considerare che il confronto è stato effettuato con la fascia riportante il range complessivo di variazione del modulo della forza di contatto, prendendo tutte le prove di tutti i quattro pazienti. Nell'articolo di Bergmann et al., pubblicato conseguentemente allo studio riportato da OrthoLoad, viene specificato che l'andamento a due picchi della forza di contatto si è registrato solamente in due dei quattro pazienti testati durante il cammino normale (G. Bergmann, 2001), quindi è probabile che sia per questa ragione che il secondo picco non appare evidente nel grafico rappresentato.

Considerando poi le singole componenti della forza di contatto, gli andamenti risultano simili a quelli presentati come esempio dal medesimo articolo per la camminata normale del paziente medio. Il valore massimo raggiunto dal paziente medio corrisponde al primo picco della componente z ed è pari a 2.38 BW, mentre, in generale, il valore più alto trovato tra tutte le prove di tutti i pazienti durante la camminata normale è 2.85 BW, anche qui in corrispondenza del primo picco della componente z. Quindi, si tratta comunque di valori più bassi rispetto al valore maggiore trovato per la forza uscente dal modello con soli muscoli, corrispondente al secondo picco della componente z e pari a 4.3 BW.

Altri due studi condotti da Stansfield et al. e da Pedersen et al., relativi alla misura delle forze di contatto mediante l'ausilio di protesi d'anca sensorizzate, riportano risultati simili a quelli di OrthoLoad: entrambi hanno ricavato un andamento a due picchi della forza di contatto durante la camminata normale, il primo con valore massimo di 2.5 BW nel primo picco della componente z, (B.W. Stansfield, 2003), il secondo con valore massimo di 3.1 BW nel secondo picco della componente z, (Douglas R. Pedersen, 1997).

Effettuando delle ricerche in letteratura, però, si possono trovare anche studi che riportano valori di forze di contatto più simili a quelli uscenti dal modello con soli muscoli. Ad esempio, in uno studio, Moissenet et al. hanno realizzato un modello muscoloscheletrico 3D di arto inferiore per il calcolo delle forze di contatto. Come risultati hanno ottenuto forze di contatto con due picchi pari a circa 4 BW (Florent Moissenet, 2013). Nel loro studio sulla robustezza dei modelli muscoloscheletrici patient-specific, Valente et al. hanno ottenuto forze di contatto con valori di circa 4.3 BW in corrispondenza del secondo picco (Giordano Valente, 2014). Ancora, lo studio di Modenese et al. per creare un modello muscoloscheletrico e predire le forze di contatto a diverse velocità, ha ricavato valori, nell'estremità superiore del range ottenuto dalle diverse simulazioni, di circa 4 BW in corrispondenza del primo picco, (Luca Modenese, 2011). Un ulteriore studio condotto da Giarmatzis et al., volto sempre alla creazione di un modello muscoloscheletrico per stimare le forze di contatto a diverse velocità della camminata, ha ottenuto picchi pari anche a 5 BW per una velocità di 5 km/h. Considerando una velocità di 4 km/h, quindi molto simile a quella utilizzata per l'implementazione del modello su Adams (3.9 km/h), si raggiungevano picchi di 4 BW, (Georgios Giarmatzis, 2015).

Dagli studi sopra citati, sembra che i modelli muscoloscheletrici (senza l'inserimento di coppie alle articolazioni che aiutano il movimento) tendano a sovrastimare, in fase di appoggio, le forze di contatto rispetto ai valori misurati con l'inserimento di protesi d'anca sensorizzate. In fase di volo, invece, i valori sembrano essere più simili ai dati sperimentali. Nel modello implementato su Adams, questo potrebbe essere dovuto alle semplificazioni effettuate, in particolare sui muscoli. Infatti, innanzitutto, i muscoli non sono stati implementati utilizzando il modello di Hill, che consentirebbe di rendere la forza muscolare funzione della lunghezza e della velocità di allungamento attuale del muscolo nel corso della simulazione. Poi, rispetto al modello di OpenSim preso come riferimento per la creazione dei punti di origine e di inserzione dei muscoli e dei loro via points, non sono stati inseriti i wrapping che permetterebbero di simulare in modo più accurato l'avvolgimento dei muscoli attorno alle articolazioni e la loro connessione alle ossa. Inoltre, nel modello implementato, sono assenti criteri di ottimizzazione per minimizzare le forze muscolari durante la contemporanea contrazione di muscoli agonisti e antagonisti.

Sulle forze di contatto influiscono molto anche le forze di reazione al terreno e una procedura, che in alcuni modelli multibody viene utilizzata e che in questo modello non è stata adottata, è fittare le forze di reazione ottenute dai dati sperimentali con delle 'spline' aventi derivata prima e derivata seconda continua. Questo serve per distinguere le forze di reazione dovute all'appoggio del piede destro da quelle dovute all'appoggio del piede sinistro. Infatti, per avere una distinzione precisa, sarebbe necessario che il paziente sottoposto al test, durante la fase di doppio appoggio, posasse i piedi su due pedane di forza differenti. Per fare ciò dovrebbero però essere utilizzate pedane di forza di dimensioni ridotte e al paziente, per passarvi sopra mantenendo una camminata fisiologica, servirebbero numerose prove. Quindi, molto spesso, viene utilizzata un'unica pedana di forza di elevate dimensioni che, durante la fase di doppio appoggio, somma i valori di forza dovuti al piede destro e quelli dovuti al piede sinistro, (Laurent Ballaz, 2013). Per eseguire successivamente la decomposizione, si ricorre talvolta a fittare le forze di reazione con delle 'spline'.

L'ultima approssimazione adottata è stata la scelta di fissare il bacino e di far muovere l'arto nel sistema relativo.

Tutte queste semplificazioni, in particolar modo la mancanza del modello di Hill e l'assenza di criteri di ottimizzazione, potrebbero aver condotto a valori di forze di contatto più elevati in fase di appoggio rispetto a quelli misurati.

#### 3.2.2 Forze di contatto con variazione dei parametri

È stato scelto di variare il diametro della testa e l'offset per valutare se, cambiando le geometrie della protesi, emergessero differenze o trend significativi nelle forze di contatto che fossero confermati anche da altri studi in letteratura. È servito quindi a verificare se il modello potesse essere utilizzato per analizzare i cambiamenti relativi dovuti alla variazione delle geometrie della protesi.

Per tale analisi, è stato adottato il modello con soli muscoli perché è l'unico che possa far apprezzare il cambiamento dei parametri nell'analisi delle forze di contatto. Infatti, al variare del diametro della testa e soprattutto dell'offset, variano i bracci d'azione dei muscoli ed è per questa ragione che si ottengono risultati diversi nelle forze di contatto. Nel modello con sole coppie, i muscoli non ci sono e la variazione delle geometrie non determinerebbe alcun effetto sul contatto. Nel modello ibrido, invece, i muscoli sono attivi, ma gran parte del movimento è dovuto alle coppie che tendono a sostituire l'azione della maggior parte di essi. Anche in questo caso, quindi, la variazione dei parametri non avrebbe alcun effetto sulle forze di contatto.

Il grafico mostrante che la variazione del diametro della testa non determina una conseguente variazione significativa nelle curve del modulo della forza di contatto potrebbe essere proprio

spiegato con il fatto che aumentando o diminuendo tale parametro non vi è alcuna particolare variazione nei bracci d'azione dei muscoli e quindi nella forza da loro esercitata.

Da un attento studio della letteratura, inoltre, non è emerso alcun articolo che analizzasse i valori e gli andamenti delle forze di contatto all'anca al variare del diametro della testa. Gli unici studi trovati relativi alla dimensione della testa sono studi sull'usura che riportano la pressione di contatto e l'area di contatto ricavate tramite l'ausilio di un modello agli elementi finiti, (Enab T.A., 2014), (Guoan Li, 2019), (Handoko Suyitno, 2019). L'assenza di analisi in questo ambito potrebbe confermare la mancanza di differenze significative nelle forze di contatto al variare del diametro della testa evidenziata dal modello implementato.

Per quanto riguarda lo studio sull'offset, la diminuzione del modulo della forza di contatto all'aumentare dell'offset trova conferme anche in letteratura.

Infatti, Rüdiger et al. hanno realizzato un modello 3D per 15 diversi pazienti con i loro rispettivi dati anatomici e, per ognuno di essi, hanno aumentato e diminuito del 20% il valore del rispettivo offset anatomico. Aumentando l'offset, come risultato, hanno ottenuto un aumento significativo nei bracci di momento del gluteo medio e del gluteo minimo e quindi una riduzione significativa della forza da loro esercitata. Per questa ragione, hanno ricavato anche una riduzione significativa delle forze di contatto all'anca, (Hannes A. Rüdiger, 2017). L'aumento dei bracci muscolari, soprattutto di quelli di abduzione, all'aumentare dell'offset, è confermata anche dallo studio condotto da McGrory et al. sul range di movimento e sulla resistenza dei muscoli abduttori al variare dell'offset, (Brian J. McGrory, 1995).

Anche nel modello implementato su Adams la diminuzione della forza di contatto all'aumentare dell'offset può essere correlata a un aumento dei bracci muscolari. Infatti passando dal modello con offset di 20.5 mm a quello con offset di 63 mm si assiste a una netta diminuzione delle forze muscolari. Questo vale in particolare per i muscoli di abduzione: gluteo medio e gluteo minimo che al momento della loro creazione erano stati suddivisi in tre diversi segmenti, (Figure 3-5, 3-6).



Figura 3-5. Forze muscolari di gluteo medio e gluteo minimo uscenti dal modello con offset di 20.5 mm



Figura 3-6. Forze muscolari di gluteo medio e gluteo minimo uscenti dal modello con offset di 63 mm

Si può notare che con un offset di 20.5 mm, gluteo medio e gluteo minimo raggiungono la saturazione in fase di appoggio mentre, con un offset di 63 mm, questo non avviene mai. Inoltre, anche i valori di tutte le curve risultano essere molto diversi: se con un offset di 20.5 mm le curve variano complessivamente tra zero e circa 1200 N, con un offset di 63 mm variano tra zero e circa 400 N.

La riduzione delle forze di contatto all'aumentare dell'offset porta anche alla considerazione che l'utilizzo di offset più elevati determina una minore usura di testa e coppa. Infatti, uno studio condotto da Sakalkale et al. su 17 pazienti impiantati con protesi d'anca metallo-polietilene ha dimostrato che a 6 anni dall'intervento il tasso di usura del polietilene per pazienti con componente femorale lateralizzata era pari a 0.10 mm all'anno contro 0.21 mm all'anno per pazienti con componente femorale normale, (Durgadas P. Sakalkale, 2001).

# **4** Conclusioni

Il modello implementato in questo lavoro di tesi presenta sicuramente delle potenzialità e potrà essere utilizzato come base per studi successivi.

Infatti, è stata ricavata la combinazione di parametri che ottimizza i risultati ottenuti per una camminata normale. Le forze di contatto ricavate seguono il tradizionale andamento a due picchi, seppure, utilizzando solo i muscoli come strategia per indurre il movimento, i valori in fase di appoggio risultino un po' più alti rispetto ai dati sperimentali di OrthoLoad. In ogni caso, bisogna considerare che in letteratura si trovano anche valori più simili a quelli ottenuti con il modello implementato.

Il modello si è dimostrato anche efficace per la valutazione dei cambiamenti relativi dovuti alla variazione delle geometrie della protesi. La variazione del diametro della testa non porta a nessun cambiamento nel modulo della forza di contatto, mentre è stato dimostrato che, aumentando l'offset, il modulo della forza di contatto si riduce. Questo dato trova conferme anche in letteratura.

Il modello può quindi essere utilizzato per effettuare degli studi sull'usura e capire quale sia la combinazione dei parametri geometrici della protesi che garantisca la maggior durabilità dell'impianto. Oltre all'usura all'interfaccia testa-coppa, si può valutare anche quella in corrispondenza della giunzione cono Morse. Per farlo, anziché studiare la forza di contatto, si può ricavare la forza agente tra testa e collo o tra collo e stelo e utilizzare tale risultato come condizione al contorno per uno studio dettagliato agli elementi finiti sull'usura dell'accoppiamento cono Morse. Come parametri, oltre al diametro della testa e all'offset, si possono anche variare il diametro e la lunghezza del collo, i materiali utilizzati per gli accoppiamenti e quindi le loro rispettive rigidezze, l'angolo di conicità e il peso corporeo.

Inoltre, nel lavoro di tesi è stata considerata solo la camminata normale, ma, variando gli input alla simulazione di cinematica inversa, si possono studiare anche altri movimenti (camminata veloce, camminata lenta, flessione del ginocchio, salire le scale, scendere le scale, alzarsi, sedersi, stare in piedi).

Per ottenere dei risultati ancora più verosimili, è necessario, però, che il modello venga ulteriormente sviluppato e che siano superate le approssimazioni spiegate in precedenza. Bisognerebbe, quindi, implementare i muscoli utilizzando il modello di Hill, introdurre i wrapping, inserire dei criteri di ottimizzazione sulle forze muscolari, fittare le forze di reazione con delle 'spline' e far muovere l'arto nel sistema assoluto.

## **Bibliografia**

- Aaron Nauth, I. S. (s.d.). *Fixation of Periprosthetic Fractures About/Below Total Hip Arthroplasty*. Tratto da musculoskeletalkey.com: https://musculoskeletalkey.com/fixation-of-periprosthetic-fractures-aboutbelow-totalhip-arthroplasty/
- Adam Stops, R. W. (2011). Computational modelling of the natural hip: a review of finite element and multibody simulations. *Taylor & Francis Group*.
- Adams. (s.d.). *adams summary user guide 1*. Tratto da studylib.net: https://studylib.net/doc/7415800/adams-summary-user-guide--1-
- Affatato Saverio, M. M. (2019). Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials (Basel)*.
- Alessandro Bistolfi, R. F. (2019). PMMA-Based Bone Cements and the Problem of Joint Arthroplasty Infections: Status and New Perspectives. *Materials (Basel)*.
- Alessandro Navacchia, D. R. (2019). A computationally efficient strategy to estimate muscle forces in a finite element musculoskeletal model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*.
- Anna Panagiotidou, J. A. (2017). Effect of Impact Assembly on the Interface Deformation and Fretting Corrosion of Modular Hip Tapers: An In Vitro Study. *Journal of Orthopaedic Research*.
- Asim Rajpura, T. N. (2015). The Evolution of the Trunnion. *Wichtig Publishing*.
- Audrey J. Martin, D. R. (2018). Role of corrosion in taper failure and head disassociation in total hip arthoplasty of a single design. *Journal of Orthopaedic Research*.
- Auerkari, P. (1996). Mechanical and physical properties of engineering alumina ceramics. *Materials Science*.
- B.Higgs, G. (2019). In Vivo Performance of the Femoral Head-Neck Taper Connection and Development of an Electrochemical Framework for Quantitative Corrosion Investigations.
- B.W. Stansfield, A. N. (2003). Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*.

- Baxmann M., P. A. (2017). Biomechanical Evaluation of the Fatigue Performance, the Taper Corrosion and the Metal Ion Release of a Dual Taper Hip Prosthesis under Physiological Environmental Conditions. *Biotribology*.
- Benjamin J. Fregly, T. F. (2011). Grand Challenge Competition to Predict In Vivo Knee Loads. *Wiley Online Library*.
- Berry, D. J. (2014). Utility of Modular Implants in Primary Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*.
- Brand, J. A. (1990). Muscle Fiber Architecture in the Human Lower Limb. *Journal of Biomechanics*.
- Braun. (s.d.). Aesculap Excia Hip Endoprosthesis System.
- Brian J. McGrory, B. F.-N. (1995). Effect of femoral offset on range of motioin and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *The Bone & Joint Journal*.
- C. Yao, T. W. (2011). Titanium and cobalt–chromium alloys for hips and knees. In T. W. C. Yao, *Biomaterials for Artificial Organs*.
- Carhart, M. R. (2000). Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS.
- CeramTec. (s.d.). *Materials*. Tratto da ceramtec.com: https://www.ceramtec.com/biolox/patient-information/materials/
- CeramTec. (s.d.). *Wear osteolysis*. Tratto da ceramtec.com: https://www.ceramtec.com/biolox/clinical-experience/wear-osteolysis/
- Charles R Bragdon, O. M. (2003). Third-body wear of highly cross-linked polyethylene in a hip simulator. *The Journal of Arthroplasty*.
- Cornelius S Fischer, J.-P. K. (2019). The neck–shaft angle: an update on reference values and associated factors. *Acta Orthopaedica*.
- Cuckler, J. M. (2006). The Optimal Metal-Metal Arthroplasty is Still a Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*.
- Daniel Marsland, S. C. (2012). A Review of Periprosthetic Femoral Fractures Associated With Total Hip Arthroplasty. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*.
- De Puy Synthes Corail. (s.d.). Corail Upgrade Kit.
- De Puy Synthes. (s.d.). Product Rationale and Surgical Technique.
- Debi, R. (2012). *Arthroplasty kinematics*. Tratto da doctorsonly.co.il: https://cdn.doctorsonly.co.il/2012/06/orthopedic/Arthroplasty\_kinematics.pdf

- Delp, S. (1990). *Musculotendon Parameters For Lower Limb Muscles*. Tratto da isbweb.org: https://isbweb.org/data/delp/Muscle\_parameter\_table.txt
- Douglas R. Pedersen, R. A. (1997). Pelvic Muscle and Acetabular Contact Forces during Gait. *Journal of Biomechanics*.
- Dr. Anthony Spriggins. (s.d.). *Hip Resurfacing*. Tratto da sprigginsorthopaedics.com: https://www.sprigginsorthopaedics.com.au/hip/hip-resurfacing/
- Durgadas P. Sakalkale, P. F. (2001). Effect of Femoral Component Offset on Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.
- E.B. Goudie, A. D. (2016). Hip fractures in young adults. Orthopaedics and Trauma.
- Edith M. Arnold, S. R. (2010). A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Annals of Biomedical Engineering*.
- Ehsan Askari, M. S. (2018). A dynamic model of polyethylene damage in dry total hip arthroplasties: wear and creep. *Springer Science*.
- Ehsan Askari, P. F. (2015). Dynamic modeling and analysis of wear in spatial hard-on-hard couple hip replacements using multibody systems methodologies. *Springer Science*.
- Enab T.A., N. E. (2014). Effect of Femoral Head Size on Contact Pressure and Wear in Total Hip Arthroplasty. *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology*.
- Florent Moissenet, L. C. (2013). A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *Journal of Biomechanics*.
- Florian Witt, J. G. (2015). Quantification of the Contact Area at the Head-Stem Taper Interface of Modular Hip Prostheses. *Plos One*.
- Fokter, I. V. (2012). Modular Femoral Neck Fracture after Total Hip Arthroplasty. In S. K. Fokter, *Recent Advances in Hip and Knee Arthroplasty*.
- Francesco Traina, M. D. (2009). Sex Differences in Hip Morphology: Is Stem Modularity Effective for Total Hip Replacement? *The Journal of Bone & Joint Surgery*.
- Francesco Traina, M. D. (2013). Fracture of Ceramic Bearing Surfaces following Total Hip Replacement: A Systematic Review. *BioMed Research International*.
- G. Bergmann, G. D. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*.

- Georgios Giarmatzis, I. J. (2015). Loading of Hip Measured by Hip Contact Forces at Different Speeds of Walking and Running. *American Society for Bone and Mineral Research*.
- Giordano Valente, L. P. (2014). Are Subject-Specific Musculoskeletal Models Robust to the Uncertainties in Parameter Identification? *Plos One*.
- Guangye Wang, W. H. (2016). Three-dimensional finite analysis of acetabular contact pressure and contact area during normal walking. *Asian Journal Surgery*.
- Guoan Li, Y. P. (2019). The effect of structural parameters of total hip arthroplasty on polyethylene liner wear behavior: A theoretical model analysis. *Journal of Orthopaedic Research*.
- H. J. Cooper, C. J. (2012). Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery*.
- Handoko Suyitno, R. D. (2019). Effects of femoral head diameter on the predicted acetabular cup wear volume of CP-Ti and UHMWPE hip implants. *International Conference on Mathematics: Pure, Applied and Computation.*
- Hannes A. Rüdiger, M. G. (2017). Effect of changes of femoral offset on abductor and joint reaction forces in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*.
- Holy Cross Orthopedic Institute. (s.d.). *Bipolar Endoprsthesis*. Tratto da holycrossleonecenter.com: https://holycrossleonecenter.com/tag/bipolarendoprosthesis/
- Hyeon-hwa Lee, S. L.-K. (2018). Friction and Wear Characteristics of Surface-Modified Titanium Alloy for Metal-on-Metal Hip Joint Bearing. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing Vol. 19, No. 6.*
- Iacopo Castellini, L. A. (2016). Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Our experience with a plasma spray porous titanium alloy/hydroxyapatite double-coated cementless stem. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*.
- Iain Watt, S. B. (2006). *Arthroplasty Normal and abnormal imaging findings*. Tratto da radiologyassistant.nl: https://radiologyassistant.nl/musculoskeletal/hip/arthroplasty
- Ismail Hadisoebroto Dilogo, Y. P. (2013). Hemi or Total Hip Arthroplasty in Hip Fractures: What is the Contemporary Recommendations?: Real Scenario and How I Select My Patients. In I. H. Dilogo, *Comprehensive Hip and Knee Textbook*.
- J. F. Orr, N. J. (2003). Measurement of Shrinkage Stresses in PMMA Bone Cement. *Applied Mechanics and Materials*.

- J.R. Berstock, M. W. (2018). Trunnion corrosion: what surgeons need to know in 2018. *The Bone & Joint Journal*.
- Jaideep Adhikari, P. S. (2018). Surface modification of metallic bone implants—Polymer and polymer-assisted coating for bone in-growth. *Woodhead Publishing Series in Biomaterials*.
- Jay R. Goldberg, J. L. (2002). A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip protheses. *Clinical Orthopaedics and related research*.
- Jaydev B. Mistry, M. C. (2016). Trunnionisis in total hip arthoplasty: a review. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*.
- Jeffrey Lotz, W. C. (1995). Stress Distributions within the Proximal Femur during Gait and Falls: Implications for Osteoporotic Fracture. *Ostoporosis International*.
- Jens Dargel, J. O.-P. (2014). Dislocation Following Total Hip Replacement. Dtsch Arztebl Int.
- Jergensen, H. a. (2002). Clinical outcome in total hip arthroplasty using a cemented Titanium femoral prosthesis. *Journal of Arthroplasty*.
- Jukka Pajarinen, E. J. (2015). Innate Immune Reactions in Septic and Aseptic Osteolysis Around Hip Implants. *HHS Author Manuscripts*.
- Karuppal, R. (2016). Biological fixation of total hip arthroplasty: Facts and factors. *Journal of Orthopaedics*.
- Kenneth L. Urish, N. J. (2019). Trunnion corrosion in total hip arthroplasty: basic concept. *Orthopedic Clinics of North America*.
- Koo, Y.-K. L.-H. (2013). Osteoporotic Hip Fracture in the Elderly Patients: Physicians' Views. *Journal of Korean Medical Science*.
- Kutz, M. (2002). Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design.
- Lachaniette, P. H. (2013). One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *International Orthopaedics (SICOT)*.
- Laurent Ballaz, C. D. (2013). Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*.
- Leslie F. Scheuber, Sylvia Usbeck, Florence Petkow. CeramTec. (2014). CeraNews. *Cono e compatibilità. A cosa deve prestare attenzione il chirurgo?*
- Liberiauniverso. (s.d.). Anca. Tratto da libreriauniverso.it: https://www.libreriauniverso.it
- Lifemodeler. (2010). *Appendix Choosing Model Parameters*. Tratto da Lifemodeler.com: http://www.lifemodeler.com/LM Manual 2010/appendix.shtml

- LifeModeler. (2010). *Appendix Muscle formulation*. Tratto da Lifemodeler.com: http://www.lifemodeler.com/LM\_Manual\_2010/appendix.shtml
- Lifemodeler. (2010). *Modeling Motion*. Tratto da Lifemodeler.com: http://www.lifemodeler.com/LM\_Manual\_2010/modeling.shtml
- Lifemodeler. (2010). *Tutorials Muscle Recruitment*. Tratto da Lifemodeler.com: http://www.lifemodeler.com/LM Manual 2010/tutorials.shtml
- Lifemodeler. (2010). *Tutorials Total Hip Replacement*. Tratto da Lifemodeler.com: http://www.lifemodeler.com/LM Manual 2010/tutorials.shtml
- Luca Modenese, A. T. (2011). Prediction of hip contact forces and muscle activations during walking at different speeds. *Multibody System Dynamics*.
- M. Kähler, R. R. (2010). Development of a Biomechanical Multibody Model for the Hardware-in-the-Loop Simulation of Total Hip Endoprostheses. *The 1st Joint International Conference on Multibody System Dynamics*. Lapeenranta, Finland.
- M. Ometti, G. F. (2014). Trunnionosis: corrosion at the taper junction in hip replacement. *GIOT*.
- M. R. Whitehouse, M. E. (2015). Adverse local tissue reactions in metal-on-polyethylene total hip arthroplasty due to trunnion corrosion. *The Bone & Joint Journal*.
- M. Semlitsch, H. G. (1995). Implant materials for hip endoprostheses: old proofs and new trends. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*.
- M.D. Klein Horsman, H. K. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics*.
- M.Reza Yavari, M. H. (2016). Effect of Surface Roughness and Taper Angle on Junction Strength of Modular Biomedical Implant.
- Manthe M., B. K. (2016). Trunnion Corrosion Causing Failure in Metal-on-Polyethylene Total Hip Arthropasty with Monolithic Femoral Components. *Reconstructive Review*.
- Massin P, G. L. (2000). The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur. *The Journal of Arthroplasty*.
- Mattheck, C. U. (1990). Effect of hollow shaft endoprosthesis on stress distribution in cortical bone. *Biomed. Eng.*
- Matthew L Costa, J. A. (2018). Comparison of hip function and quality of life of total hip arthroplasty and resurfacing arthroplasty in the treatment of young patients with arthritis of the hip joint at 5 years. *BMJ Open*.

- Mauricio Silva, E. F. (2002). Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year: pedometers under-record walking activity. *Journal of Arthroplasty*.
- Maximilian C. M. Fischer, J. E. (2018). Patient-specific musculoskeletal modeling of the hip joint for preoperative planning of total hip arthroplasty: A validation study based on in vivo measurements. *Plos One*.
- MG. Pandy, F. A. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2*.
- Michelle J Lespasio, A. A. (2018). Hip Osteoarthritis: A Primer. The Permanente Journal.
- Miguel T. Silva, J. A. (2003). Solution of Redundant Muscle Forces in Human Locomotion with Multibody Dynamics and Optimization Tools. *Mechanics Based Design of Structures and Machines*.
- Mohamad Ikhwan Zaini Ridzwan, S. S. (2007). Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs: A Review. *Journal of Medical Sciences (Faisalabad)*.
- Mr Anil Khanna, D. A. (2007). Prosthetic femoral stem fracture with intact femur: A missed diagnosis. *Priory Lodge Education*.
- Nakai, M. N. (2011). Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone. *International Journal of Biomaterials*.
- Navin Mukundu Nagesh, N. P. (2017). Complication of intraprosthetic dislocation of dualmobility hip implant following closed reduction. *BMJ Journals*.
- Nihat Özkaya, D. L. (2018). Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion, and Deformation. Springer.
- Niinimaki, T. J. (2001). A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *Intl Orthopaedics*.
- Niinomi. (2002). Recent metallic materials for biomedical applications. In M. Niinomi, *Metallurgical and Materials Transactions A.*
- Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. In N. M., *Materials Science and Engineering A.*
- Nithyaprakash R., S. S. (2014). Effect of Radial Clearance on Wear of Hard-on-hard Hip Prosthesis. *International Conference on Advances in Tribology*.
- OpenSim. (2012). *Gait 2392 Max Isometric Muscle Force*. Tratto da simtkconfluence.stanford.edu: https://simtkconfluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim24/Gait+2392+Max+Isometric+Muscl e+Force

- OrthoLoad. (1998). *Data collection 'HIP98'*. Tratto da Orthoload.com: https://orthoload.com/test-loads/data-collection-hip98/
- OrthoLoad. (2010). *Standard loads hip joint*. Tratto da OrthoLoad.com: https://orthoload.com/test-loads/standard-loads-hip-joint/
- Philip S Pastides, M. D.-O. (2013). Trunnionosis: a pain in the neck. *World Journal of Orthopedics*.
- Plus Orthopedics. (s.d.). Ep-Fit Plus.
- Prasanta Sahoo, J. P. (2019). Tribology of materials for biomedical applications. In J. P. Prasanta Sahoo, *Mechanical Behaviour of Biomaterials*.
- Qiang Guo, Y. W. (2018). Rheumatoid arthritis: pathological mechanisms and modern pharmacologic therapies. *Bone Research*.
- Raju Vaishya, M. C. (2013). Bone Cement. J Clin Orthop Trauma.
- Ryan M. Shulman, M. G. (2014). Trunnionosis: the latest culprit in adverse reactions to metal debris following hip arthroplasty. *Skeletal Radiol*.
- S. Hussenbocus, D. K. (2015). Head-Neck Taper Corrosion in Hip Arthroplasty. *Hindawi Publishing Corporation*.
- Satyavrata Samavedi, L. K. (2014). *Regenerative Medicine Applications in Organ Transplantation*.
- Shahinpoor H, D. M. (2015). Recent Patents and Designs on Hip Replacement Prostheses. *The Open Biomedical Engineering Journal.*
- Sherazi, T. A. (2014). Ultra High Molecular Weight Polyethylene. *Encyclopedia of Membranes*.
- Thomas J. Wood, M. A. (2019). Catastrophic femoral head trunnion dissociation: a case series with surface wear analysis. *HIP International*.
- Titanium Metals Corporation. (1997). Corrosion resistance of titanium. TIMET.
- Tözeren, A. (2000). *Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement*. Springer.
- W C Head, D. J. (1995). Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.*
- W. A. Cantrell, A. K. (2018). Evidence-Based Management of trunnionosis in Metal-on-Polyethylene total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*.
- Wikipedia. (2019). *Muscles of the hip*. Tratto da Wikipedia.org: https://en.wikipedia.org/wiki/Muscles of the hip

- Wikipedia. (2020). *Contact mechanics*. Tratto da Wikipedia.org: https://en.wikipedia.org/wiki/Contact\_mechanics#Contact\_between\_two\_spheres
- Wikipedia. (2020). *PID controller*. Tratto da Wikipedia.org: https://en.wikipedia.org/wiki/PID\_controller
- Willert HG, B. L. (1996). Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res.*
- WordPress. (2017). Overview of Hertzian Spherical, Circular, or Point Contacts. Tratto da Wordpress.com: https://tribos.wordpress.com/2017/05/02/overview-of-hertzianspherical-circular-or-point-contacts/

Zimmer Biomet. (s.d.). Zimmer M/L Taper Hip Prosthesis.

Živić, F. (2014). Friction Coefficient of UHMWPE During Dry Reciprocating Sliding. *Tribology in industry*.